Aus der Chirurgischen Klinik des Paracelsuskrankenhauses
Ostfildern-Ruit
Chefarzt: Privatdozent Dr. H. Wenzl
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen

Revisionseingriffe bei Hüftgelenksendoprothesen: Klinische Studie nach 1.240 Erstimplantationen (1969 - 1983)

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
JÖRG DANNERT
aus Bukarest

1985

Aus der Chirurgischen Klinik des Paracelsuskrankenhauses
Ostfildern-Ruit
Chefarzt: Privatdozent Dr. H. Wenzl
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen

Revisionseingriffe bei Hüftgelenksendoprothesen: Klinische Studie nach 1.240 Erstimplantationen (1969 – 1983)

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
JÖRG DANNERT
aus Bukarest

1985

Dekan:	Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. H. Wenzl
2. Berichterstatter:	Professor Dr. J. Eulert

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

gewidmet: Herrn Privatdozent Dr. med. Helge Wenzl

Inhaltsverzeichnis: Seite

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG
1.1 Möglichkeiten und Grenzen der Hüftgelenksalloarthroplastik. 2-5
1.2 Historischer Überblick über die Entwicklung künstlicher Gelenke. 6
1.3 Fragestellung der Arbeit. 7

2. GRUNDLAGEN DES HÜFTGELENKERSATZES
2.1 Moderne Erkenntnisse in der Struktur und Biomechanik des gesunden und des kranken Hüftgelenkes. 8-24
2.2 Aktueller Stand der Hüftgelenksalloarthroplastik.
2.21 Metallurgische, tribologische und biomechanische Aspekte der Totalendoprothese am Hüftgelenk: Operativ-technische Konsequenzen. 25-52
2.22 Die Versuche, eine ideale Totalendoprothese zu finden: Neue Entwicklungen. 53-62
2.23 Welche Prothese ist praktisch die Beste? 63-64
2.3 Revisionseingriffe bei Hüftgelenkendoprothesen. 65
2.31 Ursachen und Diagnose der aseptischen Komplikationen. 66-67
2.32 Der Infekt und seine Folgen. 68-71

3. KLINISCHE STUDIE
3.1 Material: Darstellung des Krankengutes der Chirurgischen Klinik, Paracelsuskrankenhaus Ruit, nach 15-jähriger Implantation von Hüftendoprothesen (1.240 Erstimplantationen/110 Reoperationen). 72-78
3.2 Methode: Nachuntersuchungen der reoperierten Patienten. 79-80

4. ERGEBNISSE 81-83

5. DISKUSSION 84-90

6. ZUSAMMENFASSUNG 91-92

7. ANHANG: Röntgenologische Verlaufsbefunde bei 14 besonders instruktiven Patienten. 93-112

8. LITERATURVERZEICHNIS 113-118

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

1.1 Möglichkeiten und Grenzen der Hüftgelenkalloarthroplastik

Der Ersatz des Hüftgelenkes durch Endoprothesen hat sich als Therapiemöglichkeit schwer funktionsgestörter Hüftgelenke allgemein durchgesetzt. Im letzten Jahrzehnt wurde sehr erfolgreich an der Weiterentwicklung des alloplastischen Gelenkersatzes gearbeitet, und in der rasch anwachsenden Literatur wird über viele ermutigende Erfolge, neue Techniken und Modelle berichtet. Kaum ein Verfahren hat den Fortschritt in der Chirurgie des Bewegungsapparates so entscheidend beeinflußt wie die Endoprothetik des Hüftgelenkes. Dies umso mehr, da die Morbidität an rheumatischen Erkrankungen in der Bundesrepubilk bei 4 % liegt, davon sind 80 % degenerative Arthrosen (22). Nach Schätzungen der herstellenden Firmen (12) wurden in Westeuropa und USA 1974 145.000 und 1978 über 200.000 Hüfttotalendoprothesen eingesetzt (Tab. 1). In Europa werden täglich 70 bis 100 derartige neue Hüftgelenke eingesetzt (41).

Implantationen	1974	1978
West Europa	80000	110000
- Deutschland(West)	30000	45000
- Schweiz	5000	6000
USA	65000	95000

Tabelle 1:
Implantierte Hüftgelenksendoprothesen (nach Angaben der herstellenden Firmen (12).)

Mit dem vor allem in den letzten 15 Jahren nahezu exponentiell angestiegenen endoprothetischen Ersatz großer Gelenke hat auch die Häufigkeit nachfolgender Reoperationen zugenommen. Neben anerkannt guten Ergebnissen machen es eine Reihe schlechter Resultate oder spätere Komplikationen erforderlich, die Risiken zu analysieren, die zu einem Mißerfolg

führen können oder müssen.

1979 wurde eine restrospektive multizentrische Studie im deutschsprachigen Raum durchgeführt (12), an der insgesamt über 20 mit der Hüftgelenksendoprothetik speziell befaßter Kliniken beteiligt waren. In der randomisierten Studie wurden etwa 40.000 Endoprothesen aus dem Zeitraum 1968 bis 1977 erfaßt. Die mittlere Funktionsfähigkeit von Erstprothesen wurden mit 12 bis 15 Jahren angenommen. Die Reoperationen wurden mit 10 % angegeben. Nach 4 bis 5 Jahren waren 97 % aller eingebauten Hüften funktionsfähig, nach 6 bis 7 Jahren 92 % und nach 8 bis 10 Jahren senkte sich die Prozentzahl auf 72 %. Dies bedeutet, daß die Ergebnisse der Hüftgelenksendoprothetik kurz- und mittelfristig hervorragend sind, langfristig aber werden bessere Wege gesucht, um insbesondere die spätere Komplikationsrate und die damit verbundene Zahl der Reoperationen zu senken.
Für die tägliche Praxis bedeutet dies, daß die Hüftgelenkstotalendoprothese in ihrer derzeitigen Form für den alten Menschen auch in Zukunft das Verfahren der Wahl darstellen wird; problematisch wird die Indikation beim jüngeren Patienten. Die Versuche, diese Problematik in den Griff zu bekommen, werden durch eine große Anzahl von neu entwickelten Prothesen dokumentiert. Bislang ist es jedoch noch nicht durch schlüssige Nachuntersuchungen gelungen, die eindeutige Überlegenheit eines Prothesentyps zu beweisen. Eher kann gesagt werden, daß es bisher durch experimentelle und klinische Untersuchungen lediglich gelungen ist, daß Prothesen mit schlechten konstruktiven Merkmalen für den klinischen Gebrauch nicht mehr zur Anwendung kommen.

Die Alloarthroplastik wird heute als Gelenkflächenersatz und als Gelenkkörperersatz vorgenommen, wobei sich derzeit als Werkstoffe Metallegierungen, Kunststoff und Keramik bewähren (Abb. 1).

In den letzten Jahren haben sich auch unterschiedliche Kohlenstoffe für die Herstellung orthopädischer Langzeitimplantate als besonders geeignet herausgestellt. Die relativ hohe Zahl von Früh- und Spätkomplikationen sowie Reoperationen nach Hüftgelenksalloarthroplastik wie auch die relativ kurze Beobachtungszeit von 15 bis 20 Jahren nach der Implantation führt dazu, daß die Indikationsstellung eng gezogen werden muß. Man ist heute

der Meinung, daß bei einem Patienten vor dem 60. Lebensjahr die Indikation zum Gelenkersatz eher die Ausnahme ist, wobei Alternativeingriffe unterhalb dieses Alters berücksichtigt werden müssen.

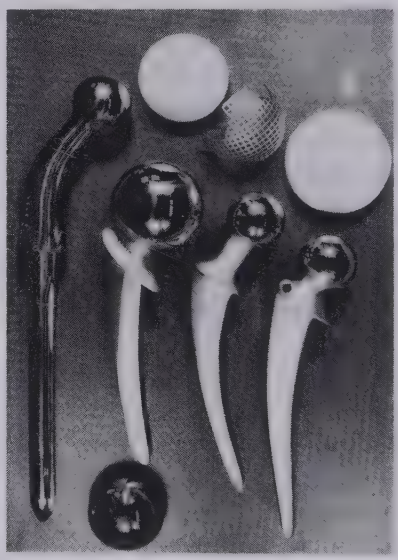


Abb. 1:
Verschiedene Gelenkersatzmöglichkeiten: Von links nach rechts: Krückstockprothese (MÜLLER), Model THOMPSON, MÜLLER-CHARNLEY und WELLER II, oben Polyäthylen-Kunststoffpfannen und Metallgitternetz, unten Gelenkflächenersatz nach WAGNER.

Besteht jedoch bei polytopen Gelenkerkrankungen (PCP, Polyarthrose, M. Bechterew) eine hochgradige Behinderung, so ist der Gelenkersatz auch beim jungen Menschen nicht nur aus medizinischen Gründen (Mobilisierung, Pflegeerleichterung, Kinderwunsch) angezeigt.

Hauptindikationsgebiete der Hüftgelenksalloarthroplastik sind die degenerativen Arthrosen des alten Patienten, die mit konservativen Maßnahmen nicht mehr behandelbar sind, chronisch entzündliche Gelenkserkrankungen mit Befall mehrerer großer Gelenke, schwere Coxarthrosen nach Dysplasie

oder posttraumatische Zustände, frische Schenkelhalsfrakturen im hohen Alter, Tumoren und gelegentlich notwendige Remobilisierungsoperationen (nach Arthrodesen oder Gelenkresektionen).

Die strenge Indikation zur Gelenkarthroplastik und damit die Grenzen des Gelenkersatzes könnten eines Tages durch die Erfindung eines alloplastischen Materials erweitert werden, das mit lebendem Gewebe in einer dauerhaften belastungsfähigen Verbindung bleibt (43). Der Wunschtraum eines Einwachsens vom Knochengewebe in das Prothesenmaterial ist mit den derzeitigen Kunststoffen und Materialien nicht zu erreichen.

Die unbestreitbaren Vorteile der Alloarthroplastik, die unter kritischer Indikationsstellung auch weiterhin den letzten Schritt in der chirurgisch-orthopädischen Behandlung des schmerzhaften, bewegungsbehinderten Hüftgelenkes darstellen soll, kommen nur dann zufriedenstellend zum Tragen, wenn die unter der technischen und biologischen Erfahrung verbesserten Werkstoffe optimal implantiert werden (44).

Die ständige Suche nach neuen Materialien sowie nach neuen Fixationsmethoden (zementfrei etc.) ist ja ein Ausdruck, daß zur Zeit noch keine perfekt ideale Lösung des Gelenkersatzes gefunden werden konnte.

Die Mißerfolge in der Gelenkarthroplastik, gemessen an der Zahl der Reoperationen, hängt einerseits von biologischen und biomechanischen Eigenschaften der Materialien ab, andererseits darf man eine ungenaue Operationstechnik als Ursache für eine frühzeitige Prothesenlockerung mit allen unangenehmen Folgen nicht unterschätzen.

Neben experimentellen Forschungsergebnissen zur Optimierung der Form und Verankerung der Totalendoprothesen bleibt die klinische Studie der anfallenden Reoperationen nach Gelenkersatz-Chirurgie, die zweite Methode zur Einschätzung des einen oder anderen Prothesenmaterials und der Operationstechnik.

1.2 Historischer Überblick über die Entwicklung künstlicher Gelenke

Alloarthroplastische Bemühungen beginnen bereits am Ende des 19. Jahrhunderts durch die Methode der Interposition von körpereigenem Gewebe und von Fremdmaterial. Hierbei ist zu erwähnen, daß R. JONES 1895 (37) eine Goldfolie als Transplantat ins Hüftgelenk einsetzte. 1890 stellte der Berliner Professor GLUCK einen totalen Gelenkersatz aus Elfenbein mit Schraubenverankerung vor. In der 1923 von SMITH-PETERSEN (30) eingeführten "Mould-Arthroplastik" kann man einen Vorläufer der modernen Endoprothetik erkennen. Es handelte sich dabei um eine zwischen Pfanne und Kopf locker eingelegte Kappe, die zunächst aus Glas, dann aus Pirexglas und Bekelit bestand. 1946 leiteten die Brüder JUDET (37) mit ihren Stiftprothesen aus Acrylharz eine neue Ära ein. Infolge ungenügender Abriebfestigkeit des Plexiglases gingen allmählich viele Autoren wie MOORE, THOMPSON, MC KEE bei der Anfertigung neuer Schaftendoprothesen auf die Gußlegierung Vitallium über. Zur besseren Verankerung von Hüftpfanne und auch Prothesenschaft wurde erstmals von HABOUSH (37) 1951 selbst-polymerisierendes Methylmetacrylat verwandt. Vor allem leitete CHARNLEY (7) die Entwicklung seiner "Low-Friction -Arthroplastic" ein, wobei er die Pfanne aus PTFE (Polytetrafluoroäthylen) herstellte, da dessen Gleitfähigkeit der des Knorpels am nächsten kommt. Die Abriebfestigkeit des Teflons erwies sich jedoch als ungenügend, so daß CHARNLEY ab 1963 (6) dieses durch hoch molekulares Niederdruckpolyäthylen ersetzte. Aus diesem Prothesentyp wurden zahlreiche Modifikationen entwickelt (MÜLLER, ST. GEORGE, WELLER usw.).

1.3 Fragestellung der Arbeit

Die Hüftgelenksalloarthroplastik ist trotz beachtlicher Fortschritte auf dem Gebiet neuer Prothesen und Techniken mit rund 30 % intra- und postoperativen Komplikationen belastet. Nach 8 bis 10 Jahren sind nur noch 72 % aller Totalendoprothesen funktionsfähig (41). Langzeitergebnisse von Austauschprothesen liegen noch nicht vor. Aus diesem Grunde ist eine klinische Studie der Revisionseingriffe bei implantierten Hüftgelenksendoprothesen von großer Bedeutung und kann Aufschlüsse darüber geben, inwieweit falsche Operationstechniken angewandt wurden oder weitere Verbesserungen der Materialien vorgenommen werden müssen.

Zwischen 1969 und 1983 wurden im Paracelsuskrankenhaus Ruit - Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen - 1240 Erstimplantationen von Hüftgelenksendoprothesen durchgeführt. In der gleichen Zeit wurden 110 Reoperationen am künstlichen Hüftgelenk notwendig. Von 1969 bis Ende 1976 wurden überwiegend Prothesenmodelle Müller-Charnley verwendet, ab Anfang 1976 fast ausschließlich Prothesenmodelle Typ Weller I und II. Somit können aus den 1240 Erstimplantationen zwei Patientenkollektive gebildet werden, und zwar mit Müller/Charnley- und mit Polyäthylen/Weller-Prothesen.

Die klinische Studie der 110 durchgeführten Reoperationen aufgrund aufgetretener Komplikationen nach Hüftgelenksalloarthroplastik sollen folgende Fragen klären:

a) Ist durch Einführung der optimierten Weller-Prothese eine Reduktion der Früh- und Spätkomplikationen bzw. der Reoperationen eingetreten?
b) Welche operationstechnischen Konsequenzen ergeben sich unter selbstkritischer Betrachtung aus der Analyse der 110 Revisionseingriffe in den letzten 15 Jahren?
c) Konnte das Infektionsrisiko gesenkt werden?

2. GRUNDLAGEN DES HÜFTGELENKERSATZES

2.1 Moderne Erkenntnisse in der Struktur und Biomechanik des gesunden und des kranken Hüftgelenkes

Anatomische Besonderheiten und funktionelle Beanspruchung des Hüftgelenkes sind eingehend erforscht worden (WEBER 1836, DUCHENNE 1867, O. FISCHER 1899, FICK 1904, STRASSER 1917, SPALTEHOLD 1922, PAUWELS 1935, V. LANS UND WACHSMUTH 1938, INMANN 1947, H. WENZL 1973 u.a.). MÜLLER hat 1957 (17) die funktionelle Anatomie nach heutiger Auffassung zusammenfassend dargestellt. Die Arbeiten von PAUWELS und INMANN sind für das Verständnis der Gelenkmechanik von ebenso großer Bedeutung wie die rein morphologisch anatomischen Daten. Aufgrund muskelphysiologischer Gesetzmäßigkeiten ist es jedoch möglich, bei alloarthroplastischen Operationen die Gelenkmechanik funktionell zu ändern und zu verbessern. Die nachfolgende funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes ist im Zusammenhang mit der Verwendung und Möglichkeit einer endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes zu sehen.

Das Hüftgelenk wird als Kugelgelenk bezeichnet. Nach den Untersuchungen von HELLWIG 1916 (17) handelt es sich jedoch um ein Rotationsellipsoid. Die große mechanische Beanspruchung des Hüftgelenkes ist durch folgende Umstände bedingt:

a) Das Hüftgelenk ist die einzige gelenkige Verbindung der unteren Extremität mit dem relativ starren Beckenring.

b) Durch die Abwinkelung des proximalen Femurendes entsteht eine durch Muskelkraft einerseits und Körpergewicht andererseits verursachte Druckbeanspruchung des Gelenkes, die das normale Körpergewicht um ein Mehrfaches übertrifft (PAUWELS) (26).

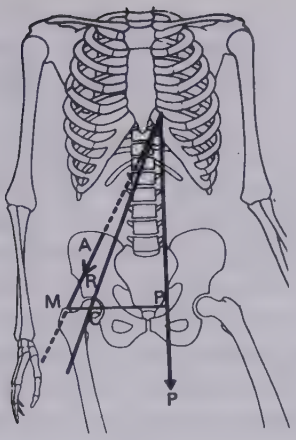


Abb. 2:
Die während eines Schnittes auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte:
P = Körpergewicht, M = die das Gleichgewicht herstellende Zugkraft,
R = resultierende Kraft.

Jede auf einen Körper einwirkende Kraft erzeugt eine Verformung desselben. Wird die Kraft herabgesetzt, so geht die Deformation des Körpers wieder zurück. Nach dem Hook'schen Gesetz besteht zwischen Kraft und Deformation eine direkte Proportionalität (9).

Im Bereich des Hüftgelenks wirken nach PAUWELS (26) im Einbeinstand drei Hauptkräfte auf das Becken:

a) Das Gewicht des Körpers, eingeleitet durch das Sacrum (P).

b) Die Muskelkraft von Glutaeus medius und minimus, welche das Becken im Gleichgewicht halten, indem sie eine Rotation desselben in der Frontalebene um das belastende Hüftgelenk vermeiden (PM).

c) Die resultierende Kraft aus Körpergewicht und Abduktoren, welche über den Femurkopf auf das Acetabulum wirkt (R) (Abb. 2).

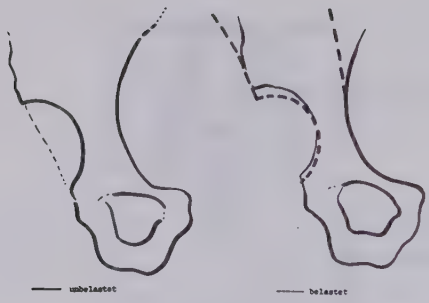


Abb. 3:
Physiologische Verformung des Acetabulums unter Belastung.

Im Einbeinstand bedingen diese drei Hauptkräfte eine geringe Verformung des knöchernen Acetabulums, welche sich unter physiologischen Bedingungen dank der Knorpelschicht zwischen Acetabulum und Femur frei abspielt. Es findet bei der Belastung eine geringgradige elastische Verformung der elliptischen knöchernen Hüftpfanne statt mit der Tendenz, eine eher sphärische Form anzunehmen. Diese Form ist reversibel, da die Hüftpfanne wieder ihre ursprüngliche Form annimmt (Abb. 3). Wird nun diese geringgradige freie Verformung des Acetabulums verhindert - wie z.B. durch den Einbau eines steifen Pfannenzementkomplexes beim künstlichen Hüftgelenksersatz - so wirken sekundäre Druckkräfte (DS) auf die konvexe Fläche der sphärischen Halbschale (Abb. 4).

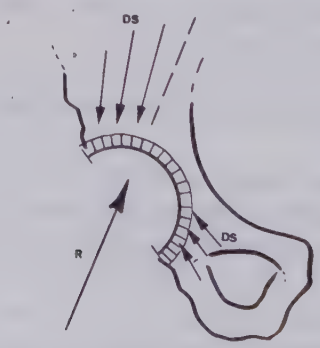


Abb. 4:
Bei steifem Pfannenimplantat entstehen sekundäre Druckkräfte (DS) infolge verhinderter physiologischer Deformation.

Diese Druckkräfte versuchen den steifen Pfannenzementkomplex aus dem knöchernen Acetabulum zu stoßen. Die Größe dieser sekundären Druckkräfte hängt vom Steifigkeitsgrad eines Implantats ab.

Zur genauen Kraftflußmessung wäre es - analog dem Spannungsanalyseverfahren bei Formfestigkeitsstudien in der Technik - notwendig, direkt am lebenden Hüftgelenk Dehnungsmeßstreifen so anzubringen, daß die beim Stehen und Gehen auftretenden Belastungen erfaßt werden könnten. Dies ist technisch, aber nicht zuletzt aus ethischen Gründen schwerlich realisierbar. Für den künstlichen Hüftgelenksersatz würden sich daraus wichtige Informationen bezüglich Implantationstechnik und Endoprothesenkonstruktionen im Verbund mit den knöchernen Strukturen ergeben. Oberstes Ziel wäre dabei, eine möglichst physiologische Kraftübertragung vom Implantat auf den Knochen zu erreichen. Desweiteren könnte das Hauptproblem des künstlichen Hüftgelenkes - die Implantatlockerung - vom mechanischen Standpunkt aus besser verstanden und gelöst werden.

Das Muskelmoment wird durch eine Reihe von morphologischen Merkmalen, wie Schenkelhalslänge, Trochanterlänge, Collumdiaphysenwinkel (CCD) und von der Stellung des Femurs gegenüber dem Becken festgelegt. Die gesamte Beinlänge hat einen Einfluß auf die absoluten Größen der Momente (37). Nach A. FISCHER (17) verläuft die Hüftgelenksresultierende von medial oben nach lateral unten und weist einen Neigungswinkel von 16 Grad zur Vertikalen auf (Abb. 5).

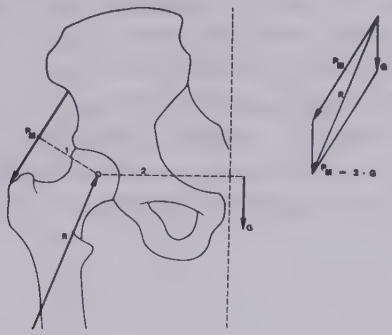


Abb. 5:

Die Hüftgelenksresultierende (R) verläuft von medial oben nach lateral unten und weist einen Neigungswinkel von 15 Grad zur Vertikalen auf. G = Gewicht des Körpers.

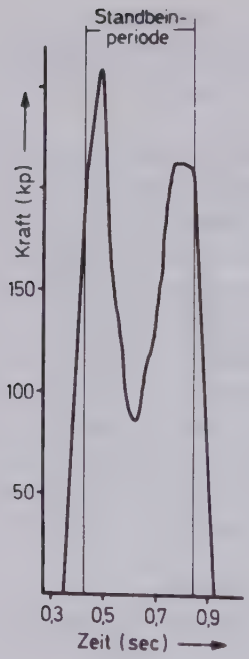


Abb. 6:
Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während der Standbeinperiode des Ganges (nach PAUWELS).

Über die Größe der auftretenden Druckbeanspruchung und über den Belastungsverlauf an der Hüfte bei normalem Gang liegen verschiedene Analysen vor. Abb. 6 zeigt den von PAUWELS (26) berechneten Verlauf und die Größe der Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während der Standbeinperiode des physiologischen Gangablaufes. Bei einem Körpergewicht von etwa 60 kp der Versuchsperson tritt am Schenkelkopf des Standbeines eine maximale Kraft von 260 kp auf - also 4,5-faches Körpergewicht.

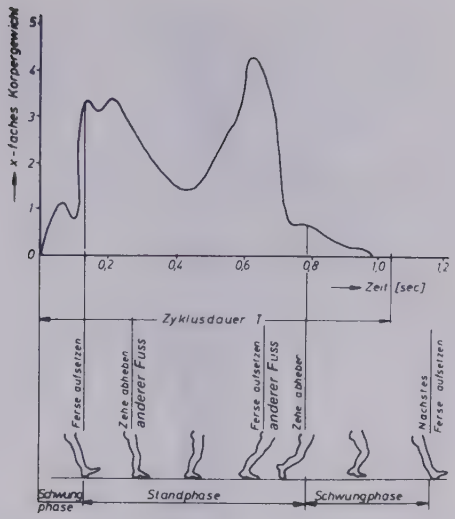


Abb. 7:
Die vertikale Druckbeanspruchung im Hüftgelenk (37).

Der charakteristische "double-peak-Verlauf" der Druckbeanspruchung wurde von weiteren Autoren bestätigt und ist in der Abb. 7 dargestellt. Die Kurven zeigen also, daß bei Übertragung der Körperlast auf das Standbein die Druckbeanspruchung auf einen Höchstwert ansteigt, um beim Lösen des Standbeinfußes vom Boden auf Null zu sinken. Auf jeden Femurkopf treffen im Ablauf eines Jahres ungefähr 1 bis 2,5 Millionen Stöße (Standbeinphasen). Bei einer normalen Ganggeschwindigkeit von etwa 150 cm/sec. liegt die Geschwindigkeit, mit der die Gelenkflächen an der Hüfte gegeneinander reiben, in der Größenordnung von etwa 5 bis 10 cm/sec.

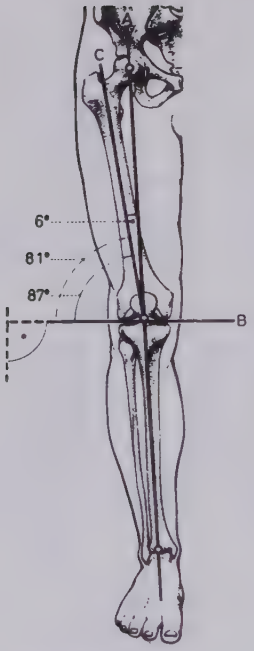


Abb. 8:
Die proximale Femurdiaphyse befindet sich außerhalb der mechanischen Achse (Abweichwinkel ca. 6 Grad).

Die Anlage des Schenkelhalses hat zur Folge, daß die proximale Femurdiaphyse außerhalb der mechanischen Achse zu liegen kommt, mit welcher sie einen Winkel von 5 bis 7 Grad bildet. Die Kniegelenksfläche wird dadurch schräg belastet (Abb. 8).

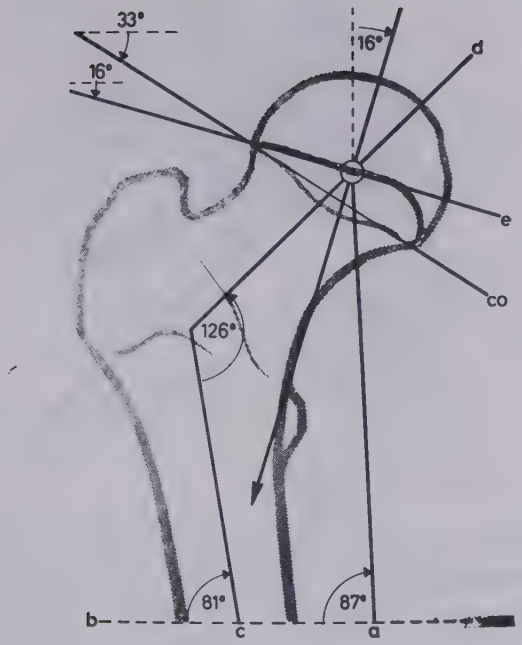


Abb. 9:
Achsenverhältnisse des proximalen Femurendes (nach LANZ und WACHSMUTH).

Der Schenkelhals weist neben der für das Hüftgelenk eigentümlichen Abknickung nach medial eine Verdrehung nach vorn oder Antetorsion auf (Abb. 9). Der CCD-Winkel liegt in der durch diese beiden Achsen gegebenen sogenannten Antetorsionsebene. Er beträgt im Mittel 126 Grad mit einer Variationsbreite zwischen 115 bis 140 Grad (WACHSMUTH 1938) (17). Unter 115 Grad spricht man von Coxa vara, über 140 Grad von Coxa valga. Die Richtung der Schenkelhalsachse ist normalerweise so auf die Lage der Pfanneneingangsebene abgestimmt, daß der sogenannte Auftreffwinkel in der Frontalebene nahezu 90 Grad entspricht (Abb. 10).

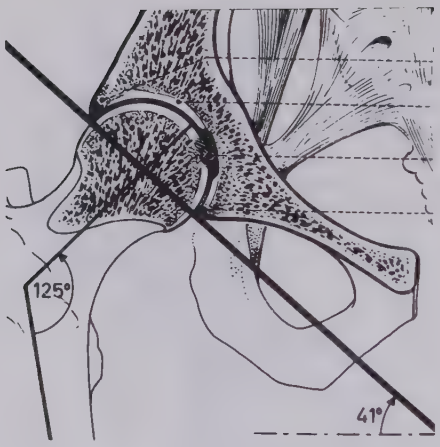


Abb. 10:
Neigung der Pfannenebene beim Erwachsenen.

Als Auftreffwinkel wird der craniale Winkel zwischen Pfanneneingangsebene und Schenkelhalsachse bezeichnet. De Neigung der Pfanneneingangsebene beträgt 41 Grad zur vertikalen Körperachse. Bei gleicher Neigung der Pfanneneingangsebene, aber Vergrößerung des CCD-Winkels nimmt der Auftreffwinkel ab. Die lokale Druckbeanspruchung des Gelenkes steigt an (Abb. 11).

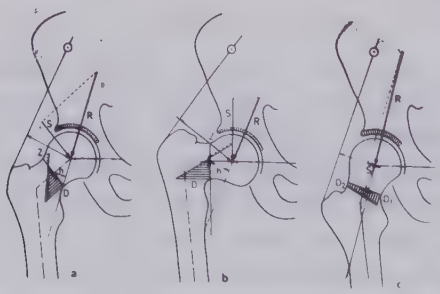


Abb. 11:
Biomechanische Verhältnisse bei a) normalem Hüftgelenk und b) Coxa vara, c) Coxa valga. D = Druckkräfte, 2 = Zugkräfte.

Bei Coxa valga liegen fast nur Druckkräfte vor. Bei Coxa vara sind die stark veränderten Zug- und Druckkräfte horizontalisiert.

Umgekehrt wird diese reduziert, wenn der CCD-Winkel und demnach auch der Auftreffwinkel größer sind (Coxa vara). Wie die Abb. 12 zeigt, tangiert die resultierende Druckkraft des Hüftgelenkes den Calcar femoris (aus PAUWELS) (26).

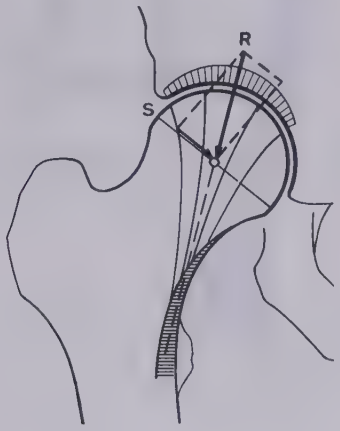


Abb. 12:
Die resultierende Druckkraft (R) tangiert den Calcar femoris.

Das Körpergewicht wirkt exzentrisch auf das Femur, wodurch Zug- und Druckspannungen entstehen (Abb. 13).

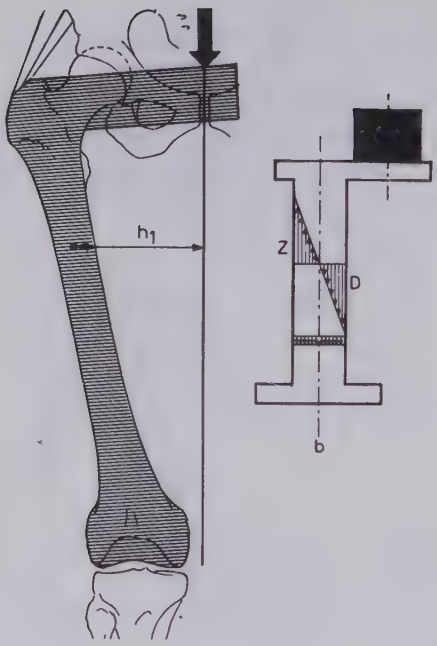


Abb. 13:
Das Körpergewicht wirkt exzentrisch auf das Femur, wodurch Zug- und Druckspannungen entstehen (nach PAUWELS).

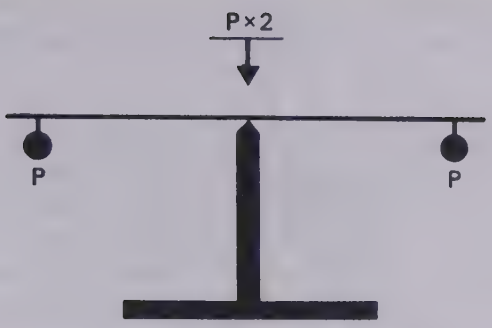


Abb. 14:
Schematische Darstellung der Beckenwaage: P ist die symmetrische Aufteilung des Gewichts, P x 2 in beide Hüftgelenke.

Wie PAUWELS gezeigt hat (26), ist das an der Hüfte wirksame Kräftesystem mit dem einer Waage vergleichbar, wobei das Femur die Säule der Waage und das Becken den Waagebalken darstellt. Sind die beiden Arme des Balkens gleich lang und wird auf einen von ihnen eine Kraft ausgeübt, so genügt zu ihrem Ausgleich eine Kraft gleicher Größe, die auf den anderen Arm in gleicher Richtung wirkt (Abb. 14). Das einseitig belastete Hüftgelenk entspricht jedoch einer Waage mit ungleich langen Armen (Abb. 15).

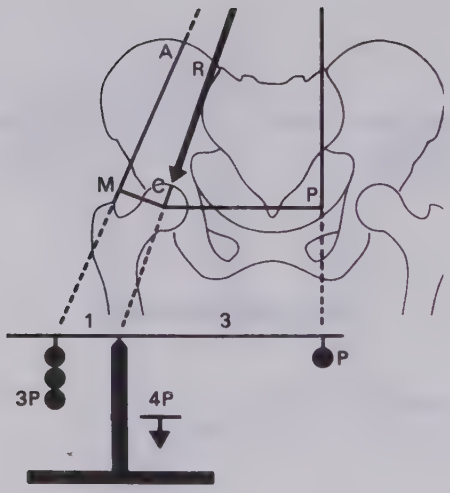


Abb. 15:
Einseitig belastetes Hüftgelenk. CP = innerer Waagearm = 3 mal so groß wie MC = äußerer Arm. Das Hüftgelenk trägt das 4-fache Körpergewicht.

Im Schema eines normalen Hüftgelenks ist die Entfernung CP (innerer Waagearm) dreimal so groß wie die Entfernung MC (äußerer Arm). Unter dieser Voraussetzung muß notwendigerweise die in Richtung AM (A = Darmbeinschaufel) ausgeübte Kraft dreimal größer sein als die auf P (Körpergewicht) Wirkende, wenn sie diese Letztere ausgleichen soll. Auf der belasteten Körperseite muß also der Musculus glutaeus medius eine Zugkraft ausüben, die dreimal so groß ist wie das Körpergewicht (P x 3), damit das Gleichgewicht hergestellt ist und das Becken daran gehindert wird, bei jedem Schritt abzukippen. Insgesamt trägt also die Säule der Waage (Femur, Femurhals und Femurkopf) das 4-fache Körpergewicht: P auf dem inneren und 3 x P auf dem äußeren Waagearm. Bei einem erwachsenen Menschen von 70 kp Gewicht sind dies 280 kp, also eine Kraft von erheblicher Größe.

So ist die Beziehung zwischen Körpergewicht und Abnutzung des Knorpels bzw. arthrotischen Hüftgelenken zu verstehen. Bei einem Körpergewicht von 100 kp wird dadurch das Hüftgelenk bei jedem Schritt mit 400 kp

belastet. Das gleiche gilt auch für eine eingebaute Endoprothese, die viel größeren Belastungen ausgesetzt wird, wenn der Patient übergewichtig ist.

Bei der Gelenkpfannenhypoplasie ist das Pfannendach verkleinert, der Kopf wird nur ungenügend überdeckt und der auf den Quadratzentimeter Gelenkfläche ausgeübte Druck, dessen normaler Wert bei 16 kp pro Quadratzentimeter liegt, kann wegen der Verringerung der noch wirksamen Kontaktfläche zwischen Kopf und Pfanne enorme Beträge von 150 bis 300 kp pro Quadratzentimeter erreichen (Abb. 16).

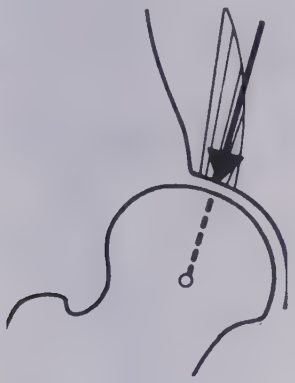


Abb. 16:
Bei Gelenkpfannenhypoplasie steigt der Belastungsdruck/cm^2.

Eine vermehrte Steilheit des Daches im oberen äußeren Pfannenbereich macht die Verhältnisse noch gravierender. Auch eine Incongruenz zwischen Kopf und Pfanne auf grundverschieden geformten Krümmungsflächen (z.B. Coxarthrose) trägt dazu bei, daß die Belastung sich auf einen engen Bereich konzentriert (Abb. 17).

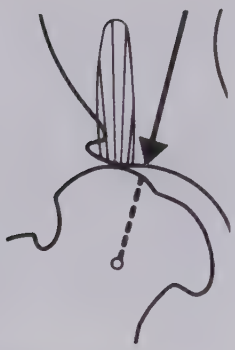


Abb. 17:
Bei unregelmäßiger Gelenkfläche (z.B. Arthrose) steigt die Belastung/cm^2 .

Abb. 18:
Angedeutete Spiralfederwindung in der Form des Femurs - mit Artekurvation und Anteversion (nach WENZL).

Wie die Abb. 19 zeigt, ist schließlich die Knochenfeinstruktur des proximalen Oberschenkels die Folge der Verteilung der Druck- und Zugzonen bzw. des Kraftflusses von Becken zum Oberschenkelknochen (auch Abb. 20).

Abb. 19:
Die Knochenfeinstruktur im proximalen Oberschenkel ist Folge der Verteilung der Druck- und Zugkräfte (26) Q1, Q2, Q3 = Querschnittsebenen.

All diese Erkenntnise der modernen Biomechanik des Hüftgelenkes müssen bei der Optimierung der vorhandenen Gelenkprothesen berücksichtigt werden.

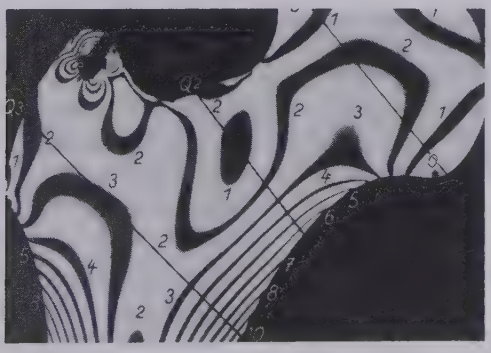


Abb. 20:
Spannungsoptik des gleichen Knochenabschnittes wie Abb. 19 (26).

Experimentell ist es H. WENZL 1973 (46) gelungen, die Federeigenschaften des Femurs nachzuweisen. Eine beträchtliche kinetische Energie bei axialer Belastung wird durch die elastische Verformung des Femurs aufgefangen und die Beanspruchung des Hüftgelenkes in vertikaler Richtung gemindert (Abb. 18).

2.2 AKTUELLER STAND DER HÜFTGELENKSALLOARTHROPLASTIK

2.21 Metallurgische, tribologische und biomechanische Aspekte der Totalendoprothese am Hüftgelenk. Operativ-technische Konsequenzen:

Bei allem Einsatz modernster Technik kann das künstliche Gelenk die Funktion des natürlichen Gelenkes nie erreichen. Dazu fehlt dem künstlichen Gelenk auch bei optimaler konstruktiver Gestaltung die Möglichkeit einer exakten individuellen Simulierung der natürlichen Spannungsverhältnisse und darüberhinaus vor allem die Fähigkeit zur Regeneration. Somit ist das Ziel der metallurgischen, tribolobischen und biomechanischen Forschung, ein alloplastisches Material zu finden, das mit einem lebenden Gewebe in eine dauerhafte, belastungsfähige Verbindung kommt. Der Wunschtraum eines Einwachsens von Knochengewebe in das Prothesenmaterial ist mit den derzeitigen Kunststoffen und Materialien nicht zu erreichen (43). Neben der technologischen Forschung wurden vor allem Belastungsuntersuchungen angestellt mit dem Ziel, durch Optimierung von Form, Werkstoff und Implantationstechnik eine dauerhafte Verank-erung der künstlichen Gelenkanteile zu erreichen. Auf dem Weg, eine dauerhafte Verankerung des Implantats im Knochen zu erzielen, hat die Einführung des Knochenzements durch CHARNLEY 1959 (6) neue Maßstäbe in der Alloarthroplastik gesetzt. Aber auch die Zementverankerung hat ihre eigenen Probleme.

Die moderne Biometallurgie hat eine gewaltige Entwicklung der Frakur-Osteosynthesen und der Möglichkeiten des Gelenkersatzes durchgemacht. Der Chirurg hat diese Entwicklung in Gang gebracht, weil er dem Metallurgen und Ingenieur zeigte, was und wie vielfältig die Anforderungen an die Materialien sind (31). Die Forschung der verwendeten Werkstoffe wie Metallegierungen, Kunststoffe oder neuerdings von Glas und Keramik ist geradezu stürmisch verlaufen. Für den Gelenkersatz werden heute im wesentlichen Metallegierungen, synthetische Kunststoffe und Oxydkeramiken verwendet. An Implantatwerkstoffen sind nachfolgende Hauptforderungen zu stellen: Atoxizität, chemische und mechanische Stabilität, solide dauerhafte Verankerung im Knochen, keine Antigeneigenschaften, keine Canzerogenität, Sterilisierbarkeit und einfache technische Anwendungsmöglichkeiten.

Eisen, Chrom und Nickel sind Hauptkomponente des rostfreien Stahls. Kobalt, Nickel, Chrom und Molybdän sind Legierungselemente des wichtigsten Metalles für Prothesen. Titan, auch legiert mit Vanadium und Aluminium ist ein dritter Werkstoff für Implantate. Wenn diese Metalle korrodieren, fallen Oxyde und Hydroxyde an und zwar meist als Verbindung der einzelnen Elemente. In Abb. 21 sind die Löslichkeiten der interessierenden primären Korrosionsprodukte eingetragen.

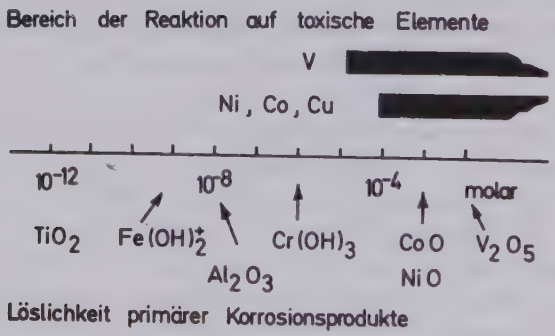


Abb. 21:
Konzentration von Elementen, welche toxische Reaktionen erzeugen und Löslichkeiten der Korrosionsprodukte von Legierungselementen (31).

An einem Ende der Skala liegt das enorm stabile Titandioxyd (Rutil) und am anderen findet sich das gut lösliche Vanadiumoxyd. Unter all den genannten Elementen sind Nickel, Kobalt und Vanadium toxisch. Vom Titan andererseits weiß man um dessen hervorragende Verträglichkeit. Die Korrosion des rostfreien Stahls und der Kobaltlegierungen für Gelenkimplantate ist außerordentlich klein wie "in vivo"-Messungen zeigen (STEINEMANN 1979) (31). Noch mehr Gewebeverträglichkeit für Implantate ist von stabileren Metallen wie Titan, Zircon, Niob und Tantal zu erwarten. Neben der Gewebeverträglichkeit und Atoxizität müssen die Materialien für den Gelenkersatz hohe mechanische Festigkeit haben. Je höher die Festigkeit ist, desto widerstandfähiger gegen Bruch ist das Implantat und je

kleiner das Elastizitätsmodul ist, desto flexibler kann das Implantat gemacht sein (Abb. 22).

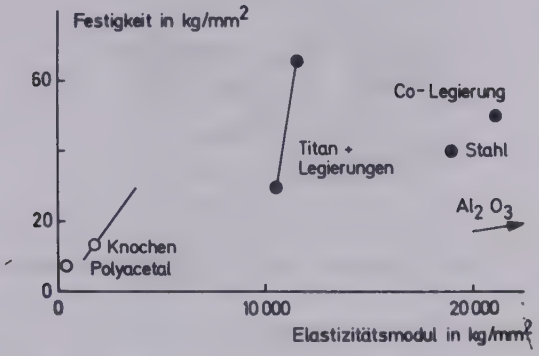


Abb. 22:
Mechanische Festigkeit und Elastizitätsmodul diverser Legierungen.

Man muß jedoch besonders die Neigung einer Linie vom Punkt zum Ursprung des Koordinationssystems betrachten: Je größer diese Neigung ist, desto mehr kann sich eine Implantat aus einem gegebenen Metall elastisch dehnen, ohne daß es bricht. Man findet deutliche Unterschiede, indem rostfreier Stahl und Kobaltlegierung eine etwa gleiche maximale elastische Dehnung haben, während jene von Titanlegierungen etwa doppelt so groß ist. Darin liegen die Vorteile dieses Metalles, welches in Zukunft sicherlich mehr Beachtung finden wird. Das wäre ein Weg. Implantate bruchsicherer zu machen, ohne die biomechanisch erforderliche Flexibilität zu ändern.

Aus den Materialkennwerten der drei Konstruktionsmaterialien, die bei Hüftendoprothesen am meisten zusammenwirken, muß man folgern, daß es sich bei den beteiligten Stoffen um eine Kombination von Materialien handelt, die in ihren elastischen Kennwerten stark voneinander abweichen. Dabei ist gleichzeitig gesichert, daß auch im plastischen Bereich eine starke Abweichung zu erwarten ist und daß die Schubfestigkeit divergiert (Abb. 23).

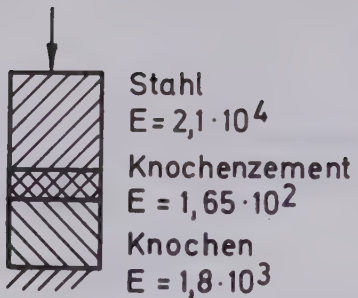


Abb. 23:
Unterschiedliche Elastizitätsmodule bei einer Totalendoprothese.

Zum Beispiel sind die Elastizitätsmoduls vom Stahl E = 2,1 x 10^4 , Knochenzement E = 1,65 x 10^3, Knochen E = 1,8 x 10^2. Das aber heißt, daß eine Lockerung der Prothese nicht nur aufgrund der vorhandenen Biegespannungen erfolgt, sondern vielmehr aus den unterschiedlichen drei Konstruktionsmaterialien mit erheblich differierenden Elastizitätsmoduls zu erklären ist. Da der Knochenzement das niedrigste E-Modul der drei Baustoffe besitzt, wird er als erster unter der Belastung bleibende Deformation erleiden, dem sekundär die Metallprothese folgen kann (35).

Der Zugversuch ist das am weitesten verbreitete Prüfungsverfahren für die Untersuchung von mechanischen Materialeigenschaften. Bei diesem Versuch wird eine Werkstoffprobe gestreckt, meist mit konstanter Verformungsgeschwindigkeit, und dabei die Zugkraft und die von ihr verursachte Verlängerung der Probe gemessen. Von dieser Messung kann man ein Kraft-Weg-Diagramm aufzeichnen, gewöhnlich aber formt man die gemessenen Größen in Spannungen und Dehnungen um, so daß die Diagramme von der Probengröße unabhängig werden.

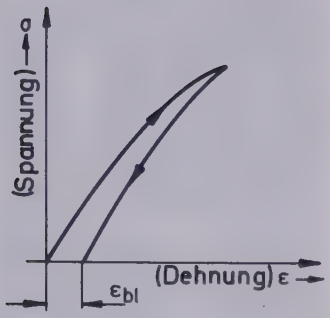


Abb. 24:
Schematische Darstellung einer Spannungs/Dehnungskurve (E_{bl} = bleibende Dehnung).

Die Spannung ist definiert als das Verhältnis von Kraft und Querschnitt, wobei es allgemein üblich ist, den ursprünglichen Probenquerschnitt zu verwenden und nicht den verkleinerten Querschnitt, der nach der Streckung vorhanden ist (diese Spannung wird "technische Spannung" genannt). Das Verhältnis der Längenänderung zur ursprünglichen Länge wird als Dehnung bezeichnet (auch "technische Dehnung" genannt). Dies läßt sich am Spannungs/Dehnungs-Diagramm (Abb. 24) erläutern (SWANSON, 1979) (32). Praktisch zur Registrierung der Materialspannungen werden auf den Prothesenrücken Dehn-Meßstreifen aufgeklebt (Abb. 25).

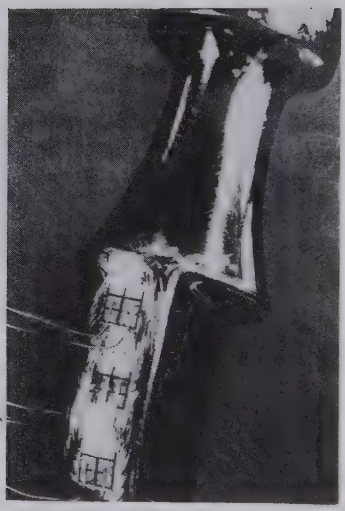


Abb. 25:
Anbringung von Dehn-Meßstreifen am Prothesenrücken.

Die Prothesen werden sodann - und zwar in drei verschiedenen Tiefen - in Epoxydharz eingebettet (Abb. 26).

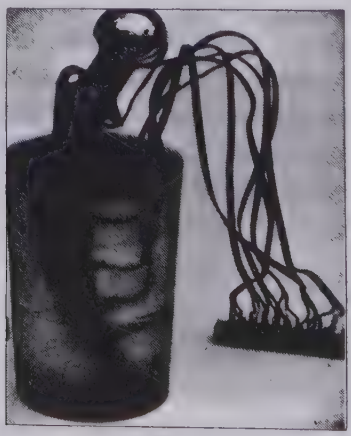


Abb. 26:
Einbettung der Prothese in Epoxydharz (die Tiefe wird mit H bezeichnet, somit eine Lockerung simultiert).

Die Dehn-Meßstreifen können aufgrund des Widerstandsgrades auf jede kleinste Dehnung reagieren und die Größe der Dehnung registrieren (Abb.27).

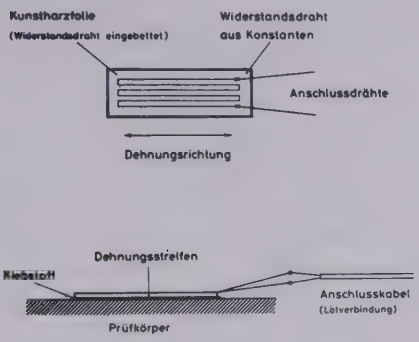


Abb. 27:
Funktionsmechanismus eines Dehnungsmeßstreifens (Widerstandsmessungen).

Die Prothesen werden mit verschiedenen Kräften belastet, wobei die Kraft nacheinander aus verschiedenen Richtungen wirkt und dadurch die Varus- und Valgusposition stimuliert werden kann (UNGETHÜM) (37).

UNGETHÜM bewies 1978 (37) durch Messungen mit Dehn-Meßstreifen die unterschiedliche Kräfteverteilung zwischen der natürlichen Hüfte und dem mit Totalendoprothese versorgten Gelenk. Ursache für die unterschiedliche Kräfteverteilung ist wohl, daß die Prothese nicht wie der in Leichtbauweise unnachahmlich konstruierte Hüftkopf die auftretenden Kräfte verteilen kann, sondern den Druck voll auf den Prothesenaufsitz überträgt (Abb. 28). Das ist die Erklärung, warum es im Prothesenaufsitzbereich - also im Kragenbereich der Prothese - zu vermehrter Knochenresorption kommt und dann zum Bruch des Knochenzements (Abb. 29).

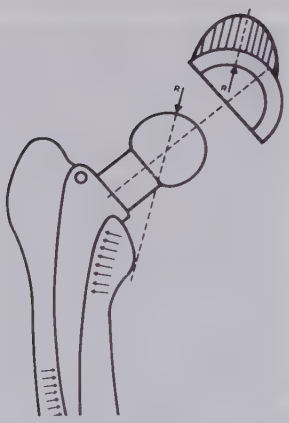


Abb. 28:
Kräfteübertragung bei der Totalendoprothese: Der Druck wird über die Resultierende R auf den Prothesenaufsitz verteilt.

Abb. 29:
Vermehrte Knochenresorption im medialen Prothesenaufsitzbereich.

Die Prothese sinkt in den Knochen ein als Folge der Kräfte, die als Druckkräfte von proximal auf die Prothese wirken, lockert sich später und bricht aus dem Zement aus, oder bricht selbst nach einer gewissen vom Prothesenmodell abhängigen Zahl von Wechsel-Biege-Beanspruchung (VOORHOEVE, 1980) (38).

Die klinischen Beobachtungen eingesunkener Prothesen mit kleiner Kragenauflage, die im weiten Femur zum Teil nur auf dem Knochenzement aufliegen und keine zusätzliche Corticalisabstützung besitzen, veranlaßten UNGETHÜM 1978 (37) unter simulierten Belastungsverhältnissen zu prüfen,

welche Bedeutung eine breite Kragenauflage hat. Als Versuchsmaterial stand die Hüftprothese Typ WELLER sowie ein vergleichbarer anderer Typ mit kleinerer Kragenfläche und keilförmigem Schaftquerschnitt zur Verfügung. Die Ergebnisse können in Abb. 30 gesehen werden.

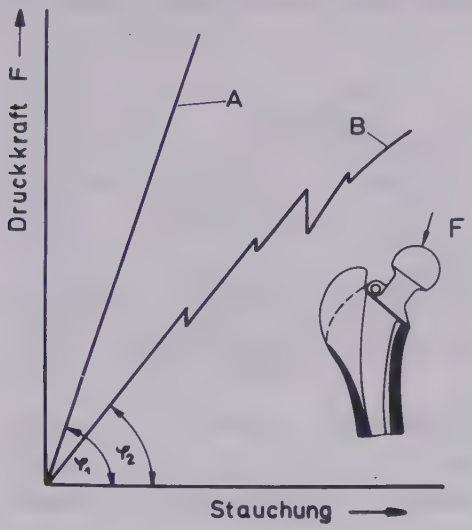


Abb. 30:
Unterschiedliches Verhalten von Hüftprothesen mit großer (A) und kleiner (B) Kragenauflage. Hier wurde unter A eine WELLER-Prothese erprobt. F ist die auf die Prothese wirkende resultierende Kraft.

Für die größere Kragenauflagefläche resultiert ein wesentlich größerer Steigungswinkel, was als Ausdruck eines erhöhten Widerstandes gegen eine elastische bzw. plastische Verformung gewertet werden kann.

Die statisch biomechanischen Spannungsanalysen an über 25 verschiedenen Hüftprothesentypen (37) haben gezeigt, daß die Spannung in der Prothese proportional zum Körpergewicht steigt. Dies bedeutet für die experimentell korrekt eingebettete Prothese keine Gefahr, da die Spannungswerte bei allen Prothesen dann deutlich unter der Bruchlast liegen. Jedoch schon bei nur geringfügig gelockerten Prothesen stößt die Spannung relativ schnell

im Bereich bis zu einem Drittel oder einem Viertel der Bruchlast vor. Außerdem ergaben sich wichtige Erkenntnise, was die Stellung der Prothese anbelangt und zwar: Die in Valgus-Position gegenüber der normalen bzw. Varus-Stellung implantierten Prothesen bewirken eine Reduktion der einzelnen Reaktionskräfte, eine Verringerung des Biegemoments und somit der Spannungsmaxima durch Verringerung des Abstandes Kraft-Wirkungslinie-Prothese.

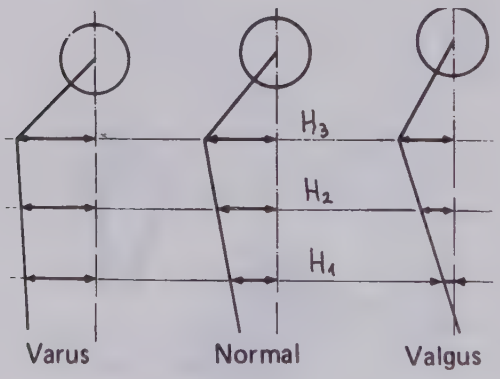


Abb. 31:
Die prozentuale Änderung des Spannungsmaximus durch Variieren der Eingußhöhe (H1, H2, H3) und Varus/Valgus-Position.

Abb. 31 zeigt zum Beispiel den Einfluß der Varus-Normal-Valgus-Stellung für eine Hüftprothese.

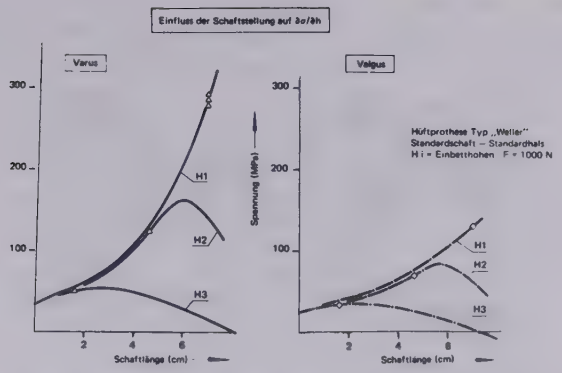


Abb. 32:
Spannungsrelation zwischen den verschiedenen Lockerungszuständen (simuliert durch die Einbetthöhen H1, H2, H3) des Prothesenschaftes (37) (Prothese WELLER bei F = 1.000 Newton).

Ein weiterer Einfluß der Schaftstellung wird in Abb. 32 demonstriert. Die Kurven zeigen, daß in der Valgus-Stellung bei H1 - also stark gelockerter Prothese - die Spannungskräfte niedriger sind als in Varus-Position. Die Erklärung dafür kann man in Abb. 31 sehen, und zwar fällt die prozentuale Änderung des Spannungsmaximums beim Variieren der Eingußhöhe und Festhalten der Stellung in der Varus-Position wesentlich größer aus, als in Normal- oder Valgus-Position. Auch die Schaftlänge hat auf die Erzeugung der Spannungsmomente einen großen Einfluß, wie die Abb. 33 zeigt.

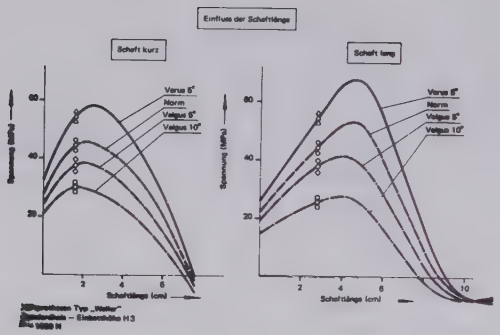


Abb. 33:
Einfluß der Schaftlänge, hier bei einer WELLER-Prothese, eingebettet H3, sehr hoch, also stabil, ohne Lockerung. Gleichzeitig unter Beeinflussung der Varus/Valgus-Position. F = resultierende Krafteinwirkung auf die Prothese (1.000 Newton).

Der Vorteil von Langschaftprothesen im Falle einer Lockerung ist experimentell nachgewiesen, weil dadurch niedrigere Spannungen gegenüber der entsprechenden Kurzschaftprothese entstehen (Abb. 34).

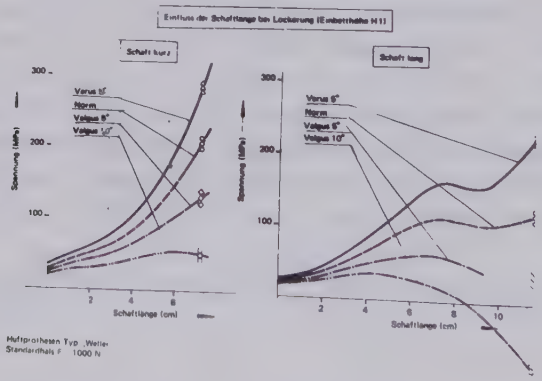


Abb. 34:
Vorteil von Langschaftprothesen im Falle einer simulierten Lockerung (Einbetthöhe H1 - Abb. 31), gleichzeitig unter Berücksichtigung der Varus/Valgus-Position; F = resultierende Kraft auf den Prothesenkopf = 1.000 Newton.

Auf gleiche Weise konnte nachgewiesen werden, daß ein langer Prothesenhals ein größeres Biegemoment (Abb. 35) und somit höhere Biegespannungen gegenüber einem kurzen Hals erzeugt (Abb. 36).

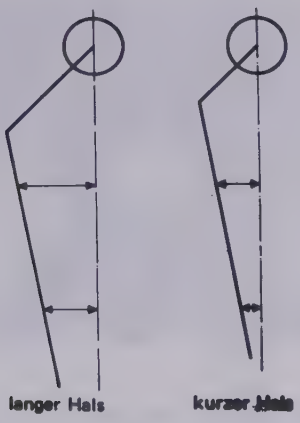


Abb. 35:
Bei langhalsigen Prothesen resultiert eine geringere Abhängigkeit der Biegespannung von der Schaftstellung und ein geringerer Spannungsgradient längs des Schaftes.

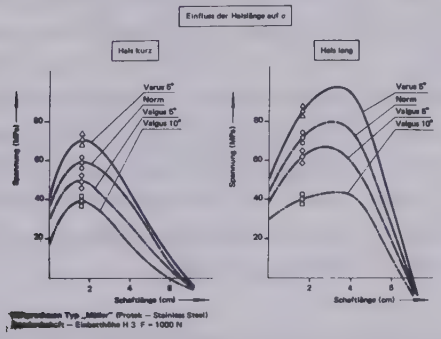


Abb. 36:
Einfluß der Halslänge auf die Spannungsverhältnisse, abhängig auch von der Varus- und Valgus-Position (hier Prothese MÜLLER bei einer resultierenden Kraft F über die Prothese von 1.000 Newton).

Mit Hilfe eines Hüftsimulators (Abb. 37) können außerdem Reibungsverschleiß und Schmierungsverhalten beim totalen Gelenkersatz erforscht werden.

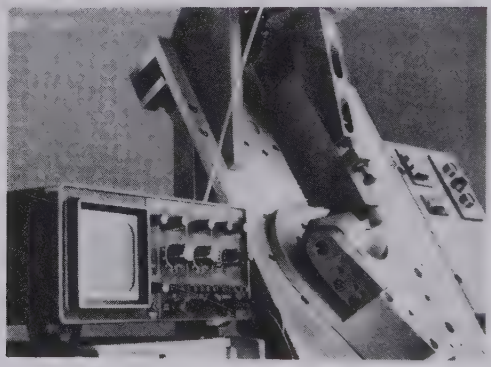
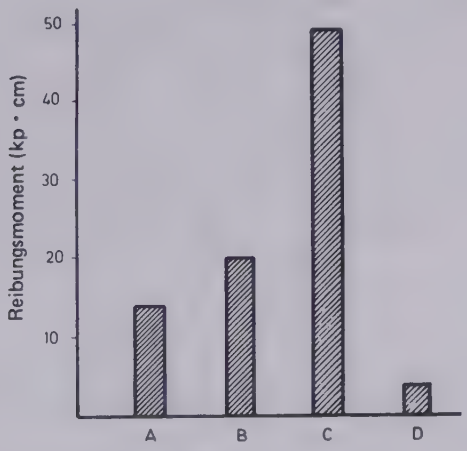


Abb. 37:
Mit einem Hüftsimulator können tribologische Eigenschaften der Totalendoprothese analysiert werden.

Reibung und Verschleiß ist ein sehr komplizierter Vorgang. In biologischen Gelenken liegen wesentlich günstigere Schmierverhältnisse vor. Durch die Synovialflüssigkeit herrscht ein optimales Gleit- und Verschleißverhältnis; man darf nicht vergessen, daß durch einen physiologischen Regenerationsprozeß auch die Gelenkfläche den niedrigen Reibungskoeffizient wieder herstellt. Dagegen ist die Verschleißrate bei totalen Hüftprothesen abhängig von dem Werkstoff der Gleitpartner, seinen mechanischen und tribologischen Eigenschaften, von der Form und Oberflächenbeschaffenheit der Gleitflächen, von der Größe des Kopfdurchmessers, von dem Spiel zwischen Kopf und Pfanne, von dem Aktivitätsgrad des Patienten, seinem Körpergewicht und von der Anwesenheit einer ausreichenden Menge von Synovialflüssigkeit (M. UNGETHÜM, 1978) (37).

Die Reibung in einem künstlichen Hüftgelenk resultiert auf dem Widerstand der gegeneinander gleitenden Oberflächen, wobei Flexion und Extension die größten Momente erzeugen. Um ein geringes Reibungsmoment zwischen den Gleitkomponenten zu halten, ist es notwendig, den Radius der Gelenkteile möglichst klein zu halten. Da jedoch andererseits die

Verschleißrate fast linear mit der Flächenpressung steigt und somit eine möglichst geringe Pressung in der Belastungszone erforderlich ist, wird eine Vergrößerung des Femurkopfdurchmessers angestrebt. Daß die statische und dynamische Reibungskraft bei der Paarung Kunststoff/Metall wesentlich niedriger liegt als bei der Paarung Metall/Metall, wurde von vielen Autoren festgestellt. Auch vergrößerte sich das Reibungsmoment proportional zur Kopfgröße. Der Nachteil des hohen Reibungsmomentes verursacht bei Ganzmetallprothesen eine stärkere Beansprung der Verankerung (37). Dies wäre auch die Erklärung, warum die MC KEE-FARRAR-Ganzmetallprothesen erhebliche Lockerungsraten aufweisen.



A = Charnley (HDPE/Metall, Ø 22,25 mm)
B = Weber (HDPE/Metall, Ø 32 mm)
C = McKee-Farrar (Ganzmetall)
D = Menschliches Hüftgelenk

Abb. 38:
Reibungsmomente im künstlichen und natürlichen Hüftgelenk (Simulatorergebnisse (37) HDPE = Polyäthylenpfanne).

Die Abb. 38 zeigt Reibungsmoment in künstlichen und natürlichen Hüftgelenken (Simulatorergebnisse) (37). Ganzmetallprothesen weisen in Bezug auf den Verschleiß aber eine sehr hohe Lebensdauer auf, während bei den MÜLLER- und CHARNLEY-Prothesen ein Abrieb von maximal 1 mm in 5 bis 10 Jahren gemessen wurde, wird bei den Ganzmetallprothesen

in der Literatur sogar von nicht meßbarer Abnützung bei einer nach 3 Jahren reoperierten MC KEE-FARRAR-Prothese berichtet (37). Die Gleitpaarung Metall/Kunststoff hat sich nach BUCHHOLZ et. al., 1978 (5), bis heute gut bewährt. Als Pfannenmaterial hat sich hochmolekulares Polyäthylen in der Form des RCH 1.000 C bisher weitaus als am zuverlässigsten gezeigt, da es neben seiner Abriebfestigkeit eine für den Knochen günstigen Elastizitätsmodul hat und dadurch in der Lage ist, die Stöße beim Gehen abzufangen und so die Elastizität im Acetabulum in etwa zu erhalten. Wie bereits in Abb. 3 zu sehen, deformiert sich das Acetabulum unter Belastung (HUGGLER 1968 (17), DIETSCHI 1978 (9), SCHNEIDER 1982 (29).

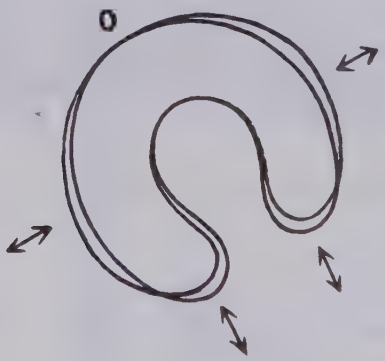


Abb. 39:
Hüftpfanne unter Belastung ⟷ Zone mit Nulldurchgang, 0 Zone ohne Nulldurchgang (nach SCHNEIDER (29) 1982).

Seine etwas hoch ovale Form nähert sich einer sphärischen Form (Abb. 39). Es stellt sich die grundsätzliche Frage, ob ein steifes Implantat (Metall/Keramik) so unter Vorlast im Acetabulum verankert werden kann, daß diese Formveränderung und damit die Relativbewegung genügend klein wird, um mindestens den Zustand eines kompensierten Nulldurchganges und damit Stabilität zu erreichen. BUCHHOLZ, 1978 (5), ist ebenfalls sehr zurückhaltend gegenüber Aluminiumoxyd und Glaskeramik, da ihre physikalischen Eigenschaften Fragen aufgeben. Nach DIETSCHI, 1978 (9), entstehen beim steifen Pfannenimplantat sekundäre Druckkräfte infolge der verhinderten Acetabulumdeformation (Abb. 4). Dies würde bei Verwendung einer Pfanne aus Aluminiumoxyd oder Glaskeramik der Fall sein.

Voraussetzung zum Verständnis der Biomechanik einer Fremdkörperimplantation ist die Einsicht, daß sich der Knochen bewegt und verformt, also neben einer statischen ist vor allem eine dynamische Betrachtungsweise zur Lösung der Probleme notwendig (SCHNEIDER (29), 1982).

Man kann die biomechanischen Grundsätze der Osteosynthese, da es sich hier um Fremdkörper handelt, auf die Implantation von Hüftgelenksendoprothesen übertragen bzw. bei der Endoprothetik des Hüftgelenkes findet die Theorie des kompensierten und dekompensierten Nulldurchgangs Anwendung. Die genügende Vorlast - also genügender Druck - verhindert Nulldurchgang und damit Knochenresorption. Praktisch gesehen wird bei der Totalendoprothese die Vorlast von perfekten technischen operativen Implantationsregeln abhängen; es heißt, je stabiler die Endoprothese implantiert ist, desto mehr haben wir von Anfang an mit genügender Vorlast zu tun, also mit einem mindestens kompensierten Nulldurchgang. Bei der elastischen Verformung des Knochens unter Belastung entsteht eine Relativbewegung, also eine reversible Verschiebung des steiferen Implantates, abhängig von der Belastungsgröße. Das Implantat selbst kann die Relativbewegung durch eine Reduktion der elastischen Deformation vermindern.

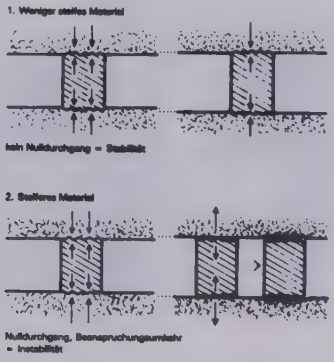


Abb. 40:
Relativbewegung und Stabilität, demonstriert an 1) weniger steifem Material und 2) steifem Material; Nulldurchgang und Elastizitätsmodul (29).

Es tut dies umso besser, je steifer und schlüssiger es ist. Somit hat die Relativbewegung zwangsläufig den Charakter eines Nulldurchgangs. Stabile Verhältnisse dürfen wir erwarten, wenn die Relativbewegung wenigstens

in einem Kontaktbereich einen kompensierten Nulldurchgang ermöglicht (29). Wenn die Formveränderung des Knochens durch das Implantat wenig oder nicht beeinflußt werden kann, dann erzeugt grundsätzlich ein weniger steifes, unter Vorlast stehendes, elastisches Implantat weniger Relativbewegung. Es kann im Rahmen seiner elastischen Möglichkeiten dem Knochen folgen. Ein weniger steifes Implantat hat in diesem Fall mehr Aussicht stabil zu bleiben. Ein unter gleicher Vorlast stehendes steiferes Implantat folgt dem Knochen weniger. Die Beanspruchungsumkehr an seiner Grenzschicht erfolgt früher (Abb. 40).

Unter Stabilität (theoretisch und klinisch) versteht man eine Implantatsituation mit wenigstens einem bindegewebsfreien Kontaktbereich zum Knochen (kompensierter Nulldurchgang). Für einzementierte Prothesen ist dabei ein intaktes Zementbett Voraussetzung. Sobald aber zwischen Implantat (Metall- oder Kunststoffpolyäthylenpfanne) und Zementschicht oder zwischen Zement und Knochen Abbauvorgänge stattfinden oder sich dicke Schichten von Bindegewebsformationen bilden, kommt es zu einem dekompensierten Nulldurchgang, dessen Folge die Instabilität ist (Abb. 41).

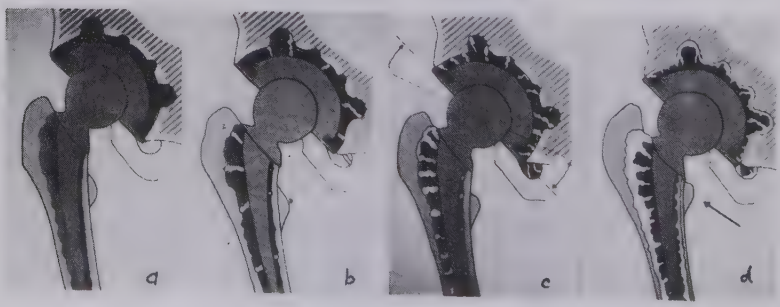


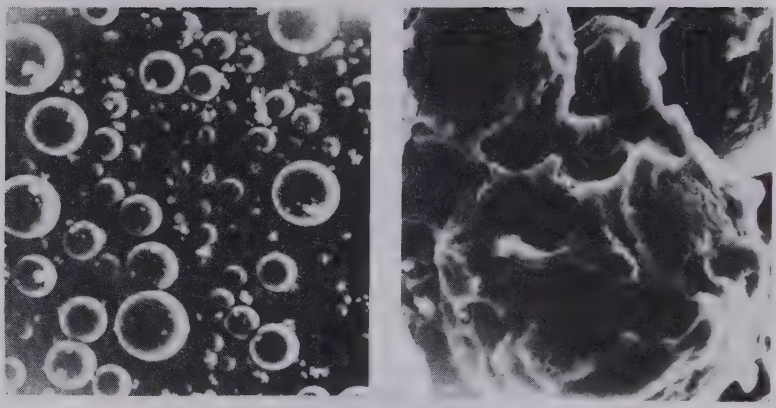
Abb. 41:
Abbauvorgänge in der Zementschicht bei der herkömmlichen Totalendoprothese:
a) Stabile Verhältnisse - kein Nulldurchgang.
b) und
c) Bildung von Binde-gewebe, Lockerung und Dislokation der Pfanne.
d) Instabile Verhältnisse - Nulldurchgang.

Jede biomechanische Konstellation eines Implantates hat eine Stabilitätsgrenze innerhalb der Spanne zwischen unbelasteter Bewegung und schwerer andauernder Überlastung. Stabilität ist so gesehen relativ. Die Stabilitätsqualität verschiedener Systeme kann nur unter der Voraussetzung gleicher Belastungsgröße gewertet werden.

Die bis heute - trotz aller Nachteile bewährte Methode - ein Implantat (Metallprothese oder Kunststoff) stabil zu verankern, ist die Verwendung von sogenanntem Knochenzement.

Abb. 42:
Die primäre Stabilität (Vorlast) wird durch die großflächige Knochenzementmasse erreicht (↗).

Die primäre Stabilität (Vorlast) wird durch die großflächige Verankerung mit Hilfe von Knochenzement erreicht (Abb. 42). J. CHARNLEY hat uns 1959 diesen Weg aufgezeigt (6, 7). Es handelt sich dabei um ein Methylmetacrylat, das schon seit längerer Zeit in der Stomatologie Verwendung gefunden hat.
Der Knochenzement wirft die folgenden Probleme auf: Die Frage der biologischen Verträglichkeit und die Frage der mechanischen Suffizienz. Bei der Frage der biologischen Verträglichkeit sind die Wärmeabgabe bei der Polymerisation bekannt, wie auch die Abgabe des gewebetoxischen Monomers, zur Diskussion stehen auch mögliche allergische Reaktionen. Die Temperaturen bei der Polymerisation steigen je nach Versuchsanordnung und Zementart an der Zementknochengrenze auf 53 bis 80 Grad Celcius.



a) b)

Abb. 43:
Polymerisation von Methylmetacrylat,
a) nativ in Pulverform,
b) nach 10 Minuten als verhärtete Substanz (Rasterelektronenmikroskop REM).

Während der Polymerisation verwandeln sich die kleinen Polymer-Kugeln des PMMA in einer Matrex, die dabei verhärtet (Abb. 43). BUCHHOLZ (4), 1972, hat die Bedeutung von Antibiotikazusatz in den Knochenzement eindeutig nachweisen können. Heutzutage wird das Gentamycin als meist verwandter Antibiotikazusatz in der Form des Pallakos-Refobacin-Zements verwendet. Die Mischung zeichnet sich durch eine gute Gewebeverträglichkeit, einen hohen lokalen Antibiotikaspiegel und unveränderte biophysikalische Eigenschaften des Knochenzements aus.

Was die Verankerung der Polyäthylen-Kunststoffpfanne im Acetabulum anbelangt, so hat man bei der Implantation der Totalendoprothese nicht immer die günstigsten Verhältnisse.

Abb. 44:
Armierung der Pfanne durch Pfahlschrauben nach SCHNEIDER: (Eigenes Krankengut: Pat. L. E., 73-jährig gestorben, Totalendoprothese li. bei Schenkelhalsfraktur und schwerer Arthrose).

Es handelt sich ja oft um entweder fortgeschrittene arthrotische Veränderungen der Pfanne mit Cystenbildung und Pfannendachinsuffizienz oder um Folgen von Dysplasien im Hüftgelenk, wobei eine Pfannengrund- und Pfannendachinsuffizienz vorliegt.

In der letzten Zeit wird der stabilen Verankerung von Schaft und Pfanne mehr Aufmerksamkeit gewidmet. SCHNEIDER (29), 1982, empfiehlt im Falle einer Pfanneninsuffizienz die Kunststoff-Polyäthylen-Pfanne zu armieren. Dabei handelt es sich entweder um die sogenannten Pfahlschrauben (Abb. 44) oder um eine Pfannendachschale nach MÜLLER, ggf. bei großen Defekten im Acetabulumbereich, um die Verwendung der sogenannten Pfannenstützschale nach BURCH-SCHNEIDER (Abb. 45).

Abb. 45:
Pfannenstützschale BURCH-SCHNEIDER: (Eigenes Krankengut: Pat. M.E., verstorben, geb. 08.09.06, Reoperation wegen Lockerung der li. Hüfte).

Derselbe Autor sieht die einzige Möglichkeit zur Stabilisierung der Pfanne in der Kontaktzone im Pfannendach. Er meint, daß hier der einzige Ort sei, wo man einen kompensierten Nulldurchgang erreichen kann. Die gleiche Meinung äußerte BUCHHOLZ (33), 1982. Eine Verankerung im distalen Abschnitt des Acetabulums ist seiner Meinung nach biomechanisch falsch, da sie bei Entlastung Zug im Pfannendach und damit Nulldurchgang erzeugt. Somit meint SCHNEIDER, daß die Zementverankerungstechnik mit Zapfen im Sitz- und Schambein biomechanisch bedenklich ist. Wahrscheinlich löst sich durch frühzeitige Osteolyse die Verankerung im Scham- und Sitzbein ab, so daß wir nicht oft bei solchen Fixierungen frühzeitige Pfannenlockerungen zu sehen bekommen. Gegenüber dieser Einstellung haben die experimentellen Arbeiten von UNGETHÜM (37) gezeigt, daß die günstige Verankerungsvoraussetzung das Auffräsen bis zur Spongiosa mit gleichzeitiger Anbringung von je einem Bohrloch im Os ileum, Os pubis und Os ischii sei. Diese Untersuchungen wurden an knochengesunden Leichen durchgeführt und mit Meßstreifen ausgewertet. WELLER (42, 43), 1980, und HERMICHEN (13), 1979, empfehlen bei Acetabuluminsuffizienz oder Defekten im Acetabulumbereich die Corticospongiosaplastik.

Im Gegensatz zu den Verhältnissen bei der Gelenkpfanne ist für die Schaftverankerung das Stabilisierungsprinzip der Vorlast immer realisierbar.

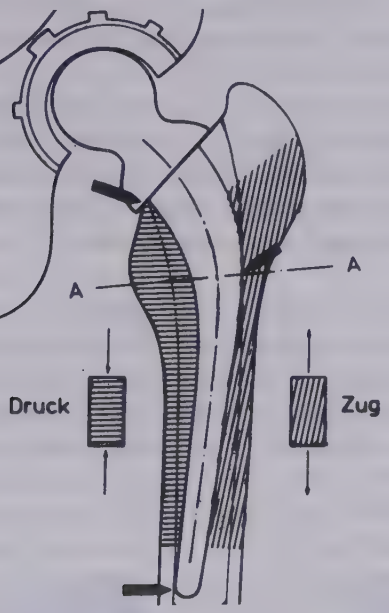


Abb. 46:
Festes Verklemmen des Prothesenstiels durch Einkeilung im Femurschaft. Die drei schwarzen Pfeile zeigen die Kontaktpunkte der Prothese. A-A ist die Trochanter minor-Ebene. In der Zementmasse werden Druck- und Zugspannungen erzeugt.

Festes Verklemmen des Prothesenstiels durch Einkeilung im Femurschaft ergibt eine Fixation durch die Elastizität des Knochenrohrs (Abb. 46). Die Verkeilung im Schaft kommt mit dem Standardschaft nur zufällig bei besonders engen Markhöhlen zustande. Die Erfahrung hat gezeigt, daß diese Situation die konstantesten guten Spätresultate ergab. Die Krafteinleitung erfolgte in diesen Fällen durch direkten Knochen/Metallkontakt. Das Zementbett war an diesen Stellen unterbrochen. Es kam trotzdem nicht zur Zementzerrüttung und nicht zur Ausbildung eines aggressiven Granuloms (2). Es geht darum, ein steifes Implantat im weniger steifen, sich deformierenden Knochen stabil zu verankern. Am Ort der solidesten

Verankerung darf man stabile Verhältnisse fast ohne Nulldurchgang, daher fast ohne Relativbewegung erwarten. Aus diesen Erkenntnissen hat man nach den ersten Prothesengenerationen MÜLLER-CHARNLEY die Konsequenzen gezogen und durch Optimierung neue Stielprothesen entwickelt, die einen dickeren Schaft haben; zur besseren Stabilisierung wurde der Schaft etwas verlängert und begradigt, die Form so konstruiert, daß eine Einkeilung im Oberschenkelschaft in den meisten Fällen auch gelingt. Ich denke hier an die neuen Modelle Typ WELLER, ST. GEORG sowie die geraden Schaftprothesentypen MÜLLER. Über die Vorteile der Prothese Typ WELLER gegenüber der alten Prothese MÜLLER-CHARNLEY wird am Ende dieses Kapitels noch ausführlich berichtet.

Ein mit relativ großer Zementmenge im Knochenrohr verankerter zu dünner Prothesenschaft kann wegen der Elastizität des Zementes die Belastungsdeformation nicht verhindern, so daß mehr Relativbewegung entsteht. Das ist ein wichtiger Gesichtspunkt, der sich in den letzten Jahren durchgesetzt hat. Die Erkenntnisse, daß weniger Zementmasse sowohl im Stahlkopfprothesenbereich, als auch im Pfannenbereich zu einem besseren Spannungsübergang führt, ist Teil der besseren Ergebnisse, die man mit der neuen Prothesengeneration erzielt hat.

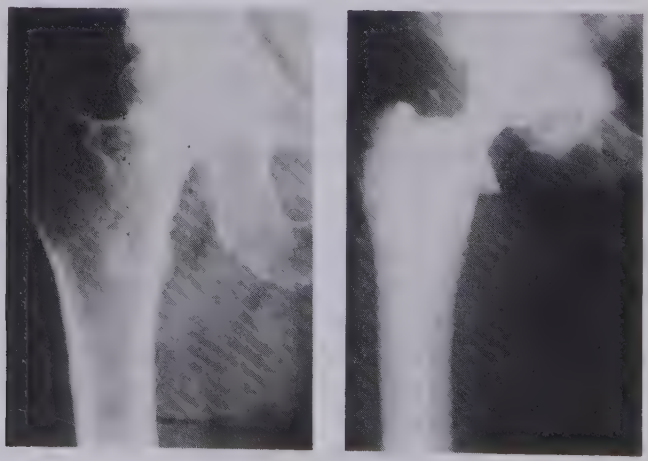


Abb. 47:
Einkeilung der Prothese mit Hilfe einer Unterschenkel-DCP-Platte,
a) Ausgangsbefund,
b) postoperativ (aus eigenem Krankengut: P. E. o., geb. 05.08.11, TEP re.).

Die Belastungsdeformation erzeugt im Zementbett auf der Außenseite Zugspannungen, auf der Innenseite Druckspannungen (Abb. 46). Inhomogenitäten im Zementbett geben Anlaß zu lokalen Zerrüttungen oder Spaltbildungen. Zementabrieb und Bewegung können Knochennekrosen und ein sogenanntes aggressives Granulom induzieren.

Wenn durch die neue Stahlkopfprothese eine primäre Einkeilung nicht möglich ist, empfiehlt SCHNEIDER die Einkeilung mit einer Platte im lateralen Bereich, so daß die Schaftprothese auf alle Fälle drei Stützpunkte hat: Im medialen Kragenbereich (Calcar femoris), am lateralen Corticalispunkt, ggf. hier von der Platte gestützt, und im distalen medialen Stielbereich (Abb. 46 und 47).

Als wesentlicher biomechanischer Faktor, der einer Prothesenlockerung Vorschub leistet, erwies sich eine Verankerung des Implantates in Varusposition (WELLER (43), 1979). Die Varusposition führt über erhöhte Druckbeanspruchungen an der medialen Auflage des Prothesenkragens zur Osteolyse.

Eine daraus resultierende mangelhafte Abstützung der Prothese oder eine primär fehlende solide Auflage des Prothesenkragens bringt eine vermehrte Biegebeanspruchung des Prothesenschaftes mit sich, die schließlich in einer Lockerung und in einem Materialermüdungsbruch enden kann.

Die Voraussetzung einer dauerhaften Verankerung des Prothesenschaftes stellt die Valgusposition des Prothesenschaftes dar. Bei weiten Femurmarkhöhlen wird diese Valgusposition am ehesten durch eine längerschaftige Prothese erreicht. Die Optimierung der Prothese nach WELLER II hat diesen Prinzipien Rechnung getragen. In Abb. 48 ist die stark gezeichnete Prothese Typ WELLER I und die schwach gezeichnete Prothese Typ WELLER II zu erkennen. Durch Erhöhung des CCD-Winkels (Winkel zwischen Schaftachse und Schenkelhalsachse) von 135 Grad auf 140 Grad wird der Abstand von der Kopfmitte zur Schaftachse verkleinert und damit die mediale Reaktionskraft und auch das auf den Prothesenschaft wirkende Biegemoment reduziert (36). Gleichzeitig wurde der Winkel zwischen der Prothesenkragenebene und der Schaftachse von 40 Grad auf 50 Grad erhöht.

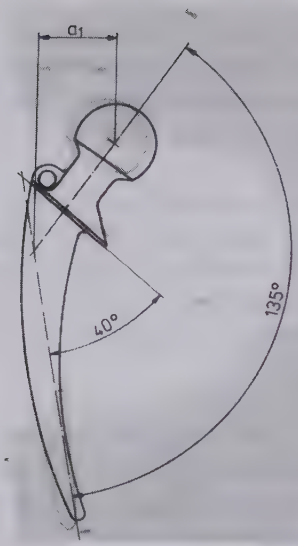


Abb. 48:
Biomechanische Merkmale der Prothese WELLER I (schwach eingezeichnet) und WELLER II (stark eingezeichnet). Der CCD-Winkel wurde auf 140 Grad erhöht, gleichzeitig der Hals valgisiert. Neu ist auch die Verlängerung und Begradigung des Schaftes sowie ein anderes Schaftprofil (Prothesenkragenebene-Winkel = 50 Grad).

Damit reduziert sich die an dem Prothesenschaft nach dem Gesetz der schiefen Ebene nach medial gerichtete Kraft um ein weiteres (Abb. 49). Der gewählte Winkel von 50 Grad stellt einen vernünftigen Kompromiß zwischen den statischen Erfordernissen und den anatomischen Gegebenheiten dar. Die um 10 Grad flachere Prothesenkragenauflage ergibt eine Reduktion der medial wirkenden Kraft. Schließlich wurde auch bei den Prothesenmodellen mit dem kurzen Schaft das distale Schaftdrittel begradigt und der Schaftquerschnitt in diesem Bereich verstärkt. Neben der Reduktion von Spannungen erleichtert der gerade Schaft auch bei engen Femurschäften die Implantation der Prothese in Valgusposition. Zusätzlich dient die über der Kragenauflagefläche angebrachte Öse zum kontrollierten Einführen des Prothesenschaftes in den Femur. Somit ist eine Rotation des Prothesenschaftes während der Implantation kaum möglich.

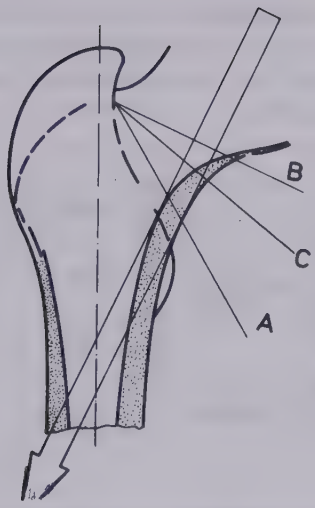


Abb. 49:
Auflagesituation bei Kragenebenen einer Schaftprothese:
A - bei der THOMPSON-Prothese,
B - nach RITTER und GRÜNERT,
C - modifiziert nach WELLER (50 Grad) (36).

Aus einer vergleichenden Analyse der Schaftgeometrie häufig verwendeter Endoprothesen für das Hüftgelenk kamen TEUBNER und KOTTMANN (35) durch Vergleich der tabellarischen Einspannmomente zu der Schlußfolgerung, daß das Einspannmoment beim CHARNLEY-MÜLLER-Typ infolge des steilen Gradienten des Momentes sehr groß ist und die Lockerung früh eintreten wird. Bei der gleichen Studie war der Kragenwinkel von 35 Grad der CHARNLEY-MÜLLER-Prothese ungünstig, es wurde empfohlen, hypothetisch eine Stahlkopfprothese mit einem mathematisch errechneten Kragenwinkel von 65 Grad zu erproben.

Ein weiterer Vorteil der WELLER-Prothese wäre auch die Kobalt-Chrom-Molybdän-Guss-Legierung mit gleichbleibenden chemischen und physikalischen Eigenschaften. Die Korrosionsanfälligkeit dieser Legierung kann als sehr gut bezeichnet werden, da der Eisengehalt im Vergleich zu den Stählen sehr gering ist. Zu Korrosion kommt es, weil extra- und intrazelluläre Flüssigkeiten als Elektrolyte wirken. Vom Metall werden

Elektronen abgegeben und es bilden sich an der Oberfläche Metallionen, die in Lösung gehen (2). Die Abb. 50 zeigt biochemische Korrosionsphänomene, die über längere Zeit zur Lockerung und damit zum Lockerungsschmerz führen könnten (32).

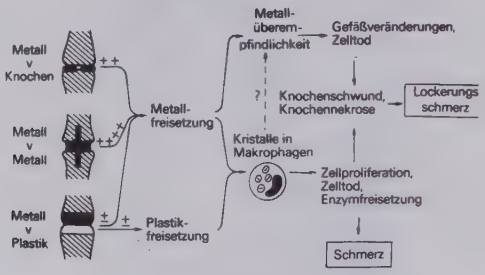


Abb. 50:
Diagramm mit möglichen Korrosionsphänomenen, die zu Schmerzen und Lockerung führen können (nach SWANSON und FREEMAN).

Aus der Problematik der Prothesenlockerung hat die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes neue Impulse erfahren, die aufgrund biomechanischer Erkenntnisse zur Entwicklung neuer Prothesenmodelle geführt hat. Da die zementlose Verankerung keine deutlich besseren Ergebnisse auf Dauer gebracht hat, hat man durch eine Optimierung der Prothesenform die Voraussetzung für einen möglichst lang anhaltenden festen Prothesensitz geschaffen. Die Schwachstelle des technisch-biologischen Verbundes liegt an der Grenzzone zwischen Gewebe und Fremdkörper und nicht zwischen Zement und Biomaterial (WELLER (44), 1979).

2.22 Die Versuche, eine ideale Totalendoprothese zu finden, neue Entwicklungen:

Die Problematik der Prothesenlockerung und das Problem der Zementverankerung läßt immer wieder neue Ideen in der Hüftalloarthroplastik entstehen, die das Ziel haben, eine ideale Hüftgelenksprothese zu finden. Das Hauptkriterium der Beurteilung einer Totalendoprothese ist neben der Funktion (schmerzfreie Beweglichkeit und Belastbarkeit), die Haltbarkeit. Wie wir gesehen haben, liegt die Schwachstelle des technisch-biologischen Verbundes an der Grenzzone zwischen Gewebe und Fremdkörper, also zwischen Zement und Knochen. Es sind vor Jahren Versuche in Gang gekommen, eine zementlose Hüftendoprothese zu entwickeln. Zwangsläufig mußten auch Konstruktionsveränderungen vorgenommen werden, da sonst keine genügende Verankerung im Knochen erreicht werden konnte (Vorlast). Andererseits wollte man durch Änderung der Konstruktion an der Grenze zwischen Prothese und Knochen das Einwachsen von Knochengewebe in Prothesenzwischenräume erleichtern. Die Untersuchungen knüpften an der Hüftkopfprothese aus Polyacrylharz von JUDET (1956) an. 1969 erstellte MITTELMAIER die sogenannte "Tragrippen-Endoprothese" (20), welche eine zementfreie Verankerung nach dem Prinzip der Oberflächenvergrößerung und damit Reduktion des Knochendruckes ermöglichen sollte (Abb. 50).

Die hier verwendeten Köpfe aus Aluminiumoxyd-Keramik (Firma Feldmühle AG, Plochingen) zeichnen sich neben hoher Korrosionsbeständigkeit vor allem durch überlegene tribologische Eigenschaften aus, nämlich niedrigem Reibwert und hervorragender Verschleißfestigkeit. Wegen der begrenzten Biegefestigkeit wird die Keramik jedoch nur für die Gleitkomponenten Kopf und Pfanne verwendet, für den Femurstiel hingegen wird eine nitrogenhaltige Kobalt-Chrom-Guss-Legierung verwendet. Die klinische Anwendung der Tragrippen-Prothese mit zementloser Verankerung unter Keramikgleitpartner wurde im Oktober 1974 begonnen. MITTELMAIER berichtete 1979 (20) über 301 selbsthaltende Tragrippen-Prothesen, bei denen 17 Stiellockerungen aufgetreten sind. Bei der Weiterentwicklung der Konstruktion konnte auf ein nächstes Patientenkollektiv von 180 Fällen nur 2 Prothesenlockerungen festgestellt werden. BUCHHOLZ et. al. (5) betrachtet die Verwendung anderer Materialien wie Aluminiumoxyd und

Glaskeramik mit großer Zurückhaltung, da ihre physikalischen Eigenschaften Probleme aufgeben und man erst nach jahrelanger Beobachtungszeit verbindliche Aussagen machen kann, ob und in welchem Umfang diese Stoffe in der Endoprothesenchirurgie Anwendung finden können (1978).

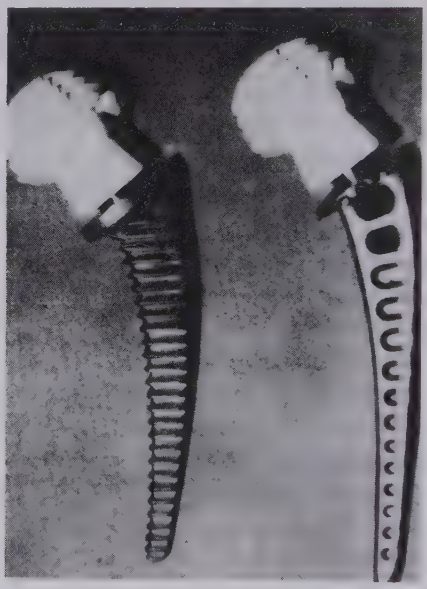


Abb. 51:
Tragrippenendoprothese MITTELMAIER (mit Aluminiumoxyd-Keramikkopf).

Er sieht einen Vorteil in der Prothesenverankerung mit Zement dadurch, daß eine günstigere Lastverteilung stattfindet und folgedessen - insbesondere bei alten Menschen - die sofortige Belastung möglich ist. Tatsächlich dürfen die zementfreien Prothesen nach MITTELMAIER erst später belastet werden, da die Vorlast nicht so gut verteilt werden kann wie bei zementverankerten Prothesen und eine gewisse Zeit notwendig ist, bis die Tragrippen-Struktur sich mit Knochen füllt. Zweifelsohne finden die Tragrippen-Prothesen mit zementloser Verankerung bei jüngeren Patienten die Indikation zur Implantation, da weniger Knochenresorption und Knochendestruktion zu erwarten ist. Es bleibt in diesem Fall auch offen, später eventuell

auf eine herkömmliche Prothese umzusteigen, wenn die Verankerung zementlos unmittelbar oder später versagt haben sollte. Als routinemäßig implantierbare Prothese hat sich allerdings die MITTELMAIER-Prothese wegen der eingeschränkten Indikation und noch nicht aussagekräftigen Langzeitresultaten sowie aufgrund technischer Probleme der Anbringung nicht durchsetzen können. Sicher ist es jedoch noch verfrüht, über diese Verankerungsmethode ein endgültiges Urteil abzugeben.

RITTER et. al (37) entwickelten mit ihrer sogenannten "Zuggurtungshüftendoprothese" einen Hüftersatz, bei dem eine primär stabile Prothesenverankerung auch ohne Knochenzement erreicht wird und darüberhinaus die Gefahren von Lockerungen und Schaftbrüchen reduzieren sollen. Die Prothese besitzt einen breiten Kragen, der zum Schaft einen Neigungswinkel von 65 Grad aufweist (Abb. 49). Dieser Neigungswinkel soll mit den mathematischen Untersuchungen von TEUBNER (35), 1976, übereinstimmen. Durch ein Bohrloch im lateralen Kragenbereich und durch die angrenzende Spongiosa des Trochanter majors wird eine Zuggurtungsschraube gedreht, die mit entsprechenden Muttern an eine Spezialplatte längs des lateralen Femurschaftbereichs verschraubt wird. Die relativ dünne und elastische Platte wird außerdem mit 2 Schrauben an der lateralen Femurcorticalis befestigt. Spezielle Untersuchungen über den Kraftfluß bei verschiedenen Hüftprothesentypen zeigen, daß die bei der Zuggurtungsprothese induzierten Spannungen im medialen Bereich des Restknochens weit weniger und physiologischer sind, als die bei herkömmlichen Schaftendoprothesen. Nach SCHNEIDER (29), 1982, ist bei der Zuggurtungsprothese von RITTER die physiologische Krafteinleitung vom Schenkelhals zum Schaft imitiert, so daß die Verankerungszone im Halsbereich ohne Nulldurchgang im Kragenbereich liegt, und der weniger fixierte Prothesenteil bzw. Prothesenstiel läßt geringe Relativbewegungen zu. Das sei auch der Grund, warum der Prothesenstiel auch nur sehr kurz ausgebildet ist.

Bei der Anwendung herkömmlicher Hüftprothesen sieht WAGNER (39) eine Verringerung der natürlichen Elastizität des Röhrenknochens bzw. die unphysiologischen Biegekräfte als entscheidende Nachteile an. Aus diesem Grunde entwickelte er einen allopastischen Gelenkersatz, bei dem nur die Gelenkflächen ersetzt, die Gelenkkörper aber belassen werden (Abb. 1). Die physiologischen Belastungsverhältnisse am proximalen Femur

bleiben somit erhalten. Durch die Erhaltung von Hüftkopf und Schenkelhals stehen bei einem eventuellen Versagen dieses Implantates alle verfügbaren Alternativ-Operationen ungeschmälert zur Verfügung. Dies sollte der Vorteil der sogenannten WAGNER-Doppelschalenprothese sein. Die Fragen, die sich hier ergeben, sind - insbesondere die Problematik der dünnen Pfanne, die bei der WAGNER-Prothese Anwendung findet (mit ungünstigen tribologischen und biomechanischen Eigenschaften) - und die Frage, wie lange der Hüftkopf mit Zement- und Metallschale bedeckt, die physikalische Federung und Eigenschaften besitzt. Auch in diesem Fall sind Langzeitresultate notwendig, um eine endgültige Aussage machen zu können. In unserem Krankengut haben wir frühzeitige (nach 1 und 2 Jahren) Dislokationen der Femurmetallkappe gesehen, wo man dann gezwungen war, eine herkömmliche Totalendoprothese zu implantieren.

MORSCHER (21) versucht seit 1977 durch die Konstruktion einer sogenannten "isoelastischen Prothese" die Angleichung der mechanischen Eigenschaften eines Implantates an diejenigen des Knochen zu erreichen. Die Zielsetzung wäre, die biomechanische Inkorporierung des Implantates. Viele Autoren sind allerdings der Meinung, daß eine vollkommen isoelastische Prothese nie erreicht werden kann, da der Knochen sowieso anisotropist und das uns zur Verfügung stehende Fremdmaterial isotrope Eigenschaften aufweist. Ideal wäre eine solche Prothese schon und von rein biomechanischen und biomathematischen Überlegungen her dürfte sie größte Chancen haben, sich als Langzeitprothese zu bewähren.

Zur Veranschaulichung des Problems werden auf einer Kurve (Abb. 52) die diversen Deformationen mit Metallprothesen, isoelastischen Prothesen und Femurknochen angegeben. Für die von MORSCHER entwickelte elastische Prothese bieten sich vor allem Kunststoffe an (Polyacethylharz, das Hostaform der Firma Hoechst).

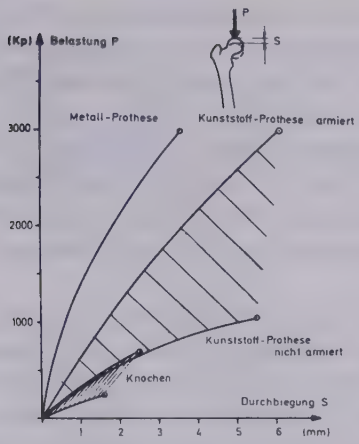


Abb. 52:
Deformation des proximalen Femurs unter Belastung (unten), verglichen mit Metallprothese (links), Kunststoffprothese armiert und nicht armiert (Mitte) (21).

Abb. 53:
Deformationsverhalten der sogenannten "isoelastischen Prothese", demonstiert durch Spannungsoptik des proximalen Femurs (a) mit Metallprothese, b) mit isoeastischer Prothese).

So entspricht das Deformationsverhalten einer in den Oberschenkelknochen eingebauten, nicht armierten Acethylharz-Prothese genau dem des natürlichen Knochens (Abb. 53). Die Autoren betrachten die Polyäthylenpfanne auch als isoelastisch. Weder im Tierexperiment, noch beim Mensch sind jedoch bis heute eindeutige Vorteile der isoelastischen Prothese nachzuweisen. MUHR et. al. (22) berichten über weniger erfolgversprechende Tierversuche mit derartigen Prothesen. Eine sehr hohe Lockerungsrate von Pfanne und Femurkomponent sei als unbefriedigend angesehen worden.

Eine jüngste Entwicklung von Hüftendoprothesen widmet sich der Verringerung der sehr hohen Stoßlasten, die beim Gehen, Springen oder Treppensteigen auf das Hüftgelenk oder auf die Hüftendoprothese zukommen. Während beim natürlichen Hüftgelenk diese Stöße und Druckbelastungen zum Teil durch Energie, absorbierendes Material wie fibrösem Gewebe oder Knorpel aufgefangen werden, besteht beim künstlichen Gelenk keine Möglichkeit einer wirkungsvollen Stoßdämpfung. WENZL (46), 1973, hat ausführlich die Federungsmechanismen des Oberschenkels und des Hüftgelenkes zur Neutralisation dynamischer Kraftspitzen analysiert (Abb. 18). Dadurch kann ein normaler Oberschenkelknochen die kinetische Energie bei axialer Belastung auffangen und dadurch die mechanische Beanspruchung des Hüftgelenkes in vertikaler Richtung mindern (WENZL, BLOMER (45), 1974). Wenn man einerseits die unterschiedlichen Elastizitätsmoduls des Knochens und Implantates bzw. Zements und andererseits die Größe der Belastung (die nach PAUWELS'schem Gesetz bis zum 3- und 4-fachen größer sein kann, als das Körpergewicht) betrachtet, liegt die theoretische Überlegung nahe, daß durch eine Verminderung der Belastung bzw. der Stoßlast auf dem Hüftgelenk wahrscheinlich die dauerhafte Verankerung und der Kraftfluß durch Knochen und Prothese verlängert bzw. verbessert werden kann. Zur Beseitigung derartiger Nachteile schlägt SHAHRESTANI (37) vor, einzelne Prothesenkomponenten als Dämpfungselement auszubilden, indem die Prothese selbst aus einem elastischen Material hergestellt oder zumindest mit einer entsprechenden stoßabsorbierenden Gasfeder versehen ist (Abb. 54).

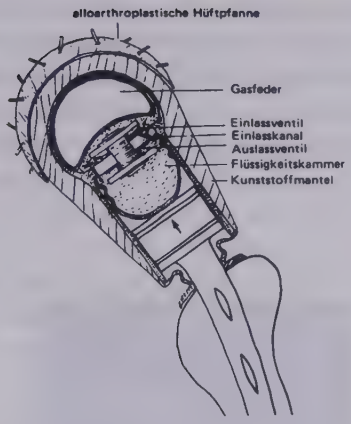


Abb. 54:
"Hydropneumatische" Hüftprothese nach SHARESTANI.

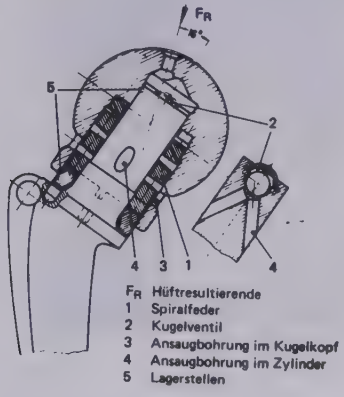


Abb. 55:
"Stoßdämpfende" Prothese nach HILDEBRANDT und JÄGER.

HILDEBRANDT und JÄGER empfehlen ebenfalls eine Prothese mit einem Pumpmechanismus in der Entlastungsphase, wobei die in der Gelenkkapsel vorhandene Flüssigkeit angesaugt und in der Belastungsphase zwischen die artikulierenden Gelenkflächen gedrückt wird (Abb. 55). Dagegen meint BUCHHOLZ (3), daß bereits der relativ niedrige Elastizitätsmodul bei Hüftpfannen aus dem hochmolekularen Niederdruckpolyäthylen eine

wirkungsvolle Stoßdämpfung erlaubt, ohne zusätzliche Spannungsspitzen in der Pfanneneinspannstelle. In der Industrie ist man bemüht, das Produkt: Kraft = Masse x Beschleunigung klein zu halten, um die Materialbeanspruchung zu vermindern. Das bekannteste Mittel zur Verminderung negativer Beschleunigungswerte bei dynamischen Vorgängen ist die Feder (46).

Abb. 56:

Größe der Oberfläche, welche für die Kraftübertragung zur Verfügung steht.

$$\text{Druck} = \frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$$

Kraft = Masse x Beschleunigung, also

$$\text{Druck} = \frac{\text{Masse x Beschleunigung}}{\text{Fläche}}$$

Andererseits steht der Druck direkt proportional zur Kraft und indirekt zur Fläche (Abb. 56). Dies bedeutet praktisch, daß der Druck, z. B. im Pfannenbereich oder im Prothesenkragenbereich, durch 2 Komponenten verändert werden kann, und zwar, entweder durch Vergrößerung der Fläche, oder Verkleinerung der Masse (Körpergewicht) und Beschleunigung (Feder). Angeregt durch Beobachtungen bei Hüftarthrotikern, die beim Gehen auf hartem Kunstboden mehr Schmerzen empfinden als auf weichem Wald- oder Wiesenboden, ist entsprechend weiches Schuhwerk entstanden, welches gewisse Federungseigenschaften besitzt. Dies bietet die einfachste Möglichkeit, eine gewisse Stoßdämpfung zu erzielen. Experimentelle Untersuchungen (37) haben gezeigt, daß die Spezialhüftstoßdämpfungsprothese eine Verbesserung gegenüber der Polyäthylenpfanne von ca. 21 bis 31 % aufbringt. Werden jedoch extrem weich gefederte Schuhe und eine normale Hüftprothese (Metall/Polyäthylen) benutzt, so beträgt die Verminderung der übertragenen Kraft, verursacht durch das günstige Federverhalten des weichen Schuhs, 33 bis 44 %. Die praktische Konsequenz für den operierten Patienten ist logischerweise leicht zu ziehen. Die hervorragenden Federungseigenschaften extrem weicher Schuhe lassen erwarten, daß sich die Verwendung technisch aufwendiger und teuerer "Stoßdämpfungsprothesen" erübrigt. Die Verwendung entsprechend weicher Schuhe stellt eine einfache, billige und zuverlässige Alternative zu den vorher beschriebenen Stoßdämpfungsprothesen dar.

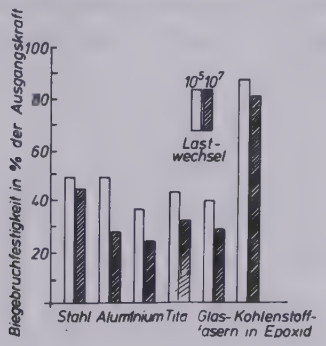


Abb. 57:
Darstellung der Biege- und Bruchfestigkeit verschiedener Materialien. Der Kohlefaserverbundwerkstoff kann nach 10 Millionen Lastwechseln noch mit 90 % der Ausgangskraft belastet werden.

MÜLLER, K. et. al. (24) haben aufgrund der Biege- und Bruchfestigkeit verschiedener Materialien (Abb. 57) experimentelle Versuche unternommen, Prothesen aus hochfesten Kohlefasern, eingebettet in Epoxydharz, zu verwenden. Bemerkenswert sind die mechanischen Eigenschaften des Faserverbundmaterials. Der Kohlefaserverbundwerkstoff kann nach 10 Millionen Lastwechseln noch mit nahezu 90 % der Ausgangskraft belastet werden, bevor er zum Bruch kommt. Das Elastizitätsmodul des Materials ist begrenzt einstellbar und mit 80.000 N/mm, im Vergleich zu anderen Implantatwerkstoffen recht niedrig. Die Corticalis besitzt ein E-Modul von 14.000 N/mm und Spongiosa, je nach Entnahmeort zwischen 7.200 N/mm und 1.300 N/mm (N = Newton, 1 kp = 9,81 N). Auch bei diesen experimentellen Untersuchungen kam es jedoch zu Auslockerungen des Prothesenschaftes.

Zusammenfassend kann über die Tendenzen der Neuentwicklungen von Gelenkimplantaten gesagt werden, daß aufgrund der hohen Lockerungsrate bei der herkömmlichen Prothese eine ganze Reihe von experimentellen Forschungen unternommen worden sind, die einerseits in die Richtung der Verbesserung des Materials geführt haben und andererseits durch Neukonstruktionen oder neue Verankerungsmethoden versucht wurde, bessere Ergebnisse zu erzielen. Die Tendenz war, entweder ein Material zu finden, das sich durch das Elastizitätsmodul dem Knochen nähert, oder solche Materialien zu verwenden, die beim Lastwechsel eine hohe Biege- und Bruchfestigkeit aufweisen.

2.23 Welche Prothese ist praktisch die Beste?

Zuerst ist es notwendig, die Beurteilungskriterien festzulegen. Bei der herkömmlichen Hüftendoprothese kann zunächst bei der festen Verankerung des Prothesenmaterials eine gute Verträglichkeit und sehr niedriger Verschleiß festgestellt werden. Andererseits würde man, wenn man die Zementproblematik der herkömmlichen Prothesen sieht, mindestens aus theoretischer und teilweise praktischer Sicht, sagen dürfen, daß die zementlose Verankerung einmal auch bei jüngeren Patienten die Indikation zur Endoprothetik ermöglicht und außerdem bei Versagen immer noch eine herkömmliche Hüftendoprothese einzusetzen erlaubt.

Da über die anderen unter Punkt 2.22 vorgestellten Hüftendoprothesen keine ausreichende klinische Erfahrung vorliegt, muß die Frage doch lauten: Welche Prothese hat zur Zeit die sichersten Chancen, eine Dauerbeziehung mit dem Knochen einzugehen und damit die größere Chance, über längere Zeit funktionsfähig zu bleiben: Die größten Erfahrungen diesbezüglich wurden mit der herkömmlichen, zementfixierten Totalendoprothese des Hüftgelenks mit der Gleitpaarung Metall/Kunststoff (zur Zeit unbestritten) gemacht. Nach diversen Gesichtspunkten wurde die Kopfstielprothese optimiert wie z. B. WELLER, ST. GEORGE, MÜLLER u. a. Diese Prothesen werden unter Verwendung von Knochenzement in entsprechender Stellung implantiert und haben bei operativ-technisch optimalen Bedingungen die größte Chance, ca. 15 bis 20 Jahre funktionsfähig zu bleiben. Die in den letzten Jahren steigende Zahl der ausgetauschten Totalendoprothesen ist vor allem auf die jetzt langsam erreichte Zeit von 10 bis 15 Jahren nach der Implantation zurückzuführen. Man darf nicht vergessen, daß inzwischen in der Biomechanik und in der Tribologie des Gelenkersatzes wesentliche Optimierungen von Materialien und Form stattgefunden haben, die uns alle hoffen lassen, daß die in den letzten Jahren implantierten Hüftgelenksendoprothesen eine längere Funktionsdauer haben werden als die aus der ersten Generation (z. B. MÜLLER-CHARNLEY). Bereits nach 5- bis 6-jähriger Erfahrung mit den neu optimierten Hüftprothesen können positive Ergebnisse vorgelegt werden.

Während man bei alten Patienten, die über 60 Jahre alt sind, die sogenannte konventionelle Endoprothese mit Zementverankerung im Hinblick auf das

Alter anwenden und empfehlen kann, sind die Probleme für jüngere Patienten, die noch im beruflichen Leben stehen und eine lange Lebenserwartung haben, noch sehr groß (WELLER (32), 1979). Zweifellos muß bei jüngeren Patienten die zementlose Implantation der Prothese diskutiert werden, doch sind die schwierigen Fragen der Knochen/Implantat-Grenze noch nicht gelöst. Aus diesem Grunde haben die knochen- und gelenkerhaltenden Eingriffe bei jüngeren Patienten unter kritischer Indikationsstellung der Alloarthroplastik den Vorrang bei vorerst auswegslosen Situationen.

2.3 Revisionseingriffe nach Hüftendoprothesen:

Die oft hervorragenden Ergebnisse des alloplastischen Hüftgelenkersatzes werden im wesentlichen durch zwei Komplikationen überschattet. Einmal durch die Früh- bzw. Spätinfektion und zum anderen durch Lockerung von Prothesenteilen. Wir wissen, daß bakterielle Infektionen des Implantatlagers zumeist mit Lockerung der Prothese einhergehen, und wir können aufgrund zahlreicher Beobachtungen nicht uneingeschränkt anderen Autoren wie BUCHHOLZ (4) dahingehend zustimmen, daß eine Implantatlockerung ausschließlich infektionsbedingt ist. SCHELLMANN und VITALLI (28), 1975, halten technische Fehler bei der Implantation der Prothese wohl im gleichen Maße für die Ursache deren möglicher Lockerung. Auch SCHNEIDER (29), 1982, hält es für unexakt, aseptische von septischen Komplikationen scharf zu unterscheiden. Die Erfahrung lehrt, daß Keime gefunden werden können bei Situationen, die weder klinisch, noch radiologisch infektverdächtig sind. Dieser Keimnachweis entspricht demjenigen, der manchmal bei normal verheilten Osteosynthesen anläßlich der Materialentfernung routinemäßig bakteriologisch gefunden werden kann.

Unter aseptischen Komplikationen verstehen wir demnach solche, für die nicht Keime verantwortlich sind. Bei der Bewertung einer Komplikationsrate ist vor allem der Faktor "Zeit" von großer Bedeutung. 5 % Lockerungen oder Prothesenbrüche in 3 Jahren sind schlechter als 12 % in 8 Jahren (SCHNEIDER (29), 1982). Während in den ersten Jahren die Revisionseingriffe am meisten wegen Infektion notwendig werden, sind die Reoperationen nach 8 bis 10 Jahren am häufigsten wegen Lockerungen und Prothesenbrüchen vorzunehmen.

Andere Indikationen zur Revision nach erfolgter Totalendoprothese des Hüftgelenkes (Infektion oder Lockerung ausgeschlossen) sind zahlenmäßig nur von geringer Bedeutung, z. B. bei Hämatomen, periarticulären Verkalkungen, Thrombose oder Gefäßverletzungen etc.

2.31 Ursachen und Diagnose der aseptischen Komplikationen:

Die aseptische Pfannen- oder/und Schaftinstabilität ist Folge eines Lockerungsprozesses zwischen Knochen und Implantat (Abb. 58).

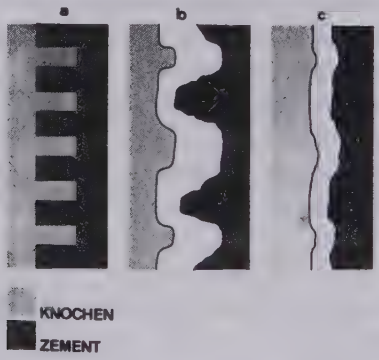


Abb. 58:
Schematische Darstellung des Lockerungsprozesses:
a) intakte Verhältnisse,
b) Bildung von Bindegewebe zwischen Knochen und Zement,
c) getrocknetes Material.

Als pathogenetische Ursachen der Prothesenlockerung müssen folgende Faktoren in Betracht gezogen werden:

a) Biomechanische Faktoren: Sitz, Konstruktion und Material der Prothese, Belastung, Körpergewicht und mangelhafte Operationstechnik.
b) Toxisch-chemische Faktoren: Fremdkörperreaktionen (hervorgerufen durch Abriebpartikel von Metall, Kunststoff und Knochenzement (Abb.50).
c) Infektiöse Faktoren: Beeinflußt vom Allgemeinzustand, dem Alter, Begleit- und Grunderkrankungen des Patienten, Operationsdauer sowie postoperative Betreuung.

Allgemein wird es sich nicht um ein einheitlich pathogenes Geschehen handeln, vielmehr um einen multifaktoriellen Zusammenhang. LECHNER (18), 1979, gibt nach 7 bis 9 Jahren für die Rotationsprothese nach WEBER-HUGGLER (Polyesterkopf und Metallpfanne) eine Implantatlockerung und Reoperationsrate von 25,6 % an; bei ST. GEORGE (Metallkopfprothese-Polyäthylenpfanne) sind es 1,3 %. Das Model MC KEE wies eine Lockerung

von 15,6 % auf und die Prothese MÜLLER-CHARNLEY 19,7 %. Diese unterschiedlichen Lockerungsraten zeigen die Wichtigkeit von Konstruktion und Material, was der Grund war für weitere Überlegungen, die Optimierung der Prothesen voranzutreiben.

Über die zementfreien Implantate (z. B. Tragrippen-Prothese MITTELMAIER) liegen noch keine endgültigen Resultate vor. Die Erstimplantation dieser Modelle begann im Jahr 1974, so daß Langzeitresultate erst in den nächsten Jahren zu erwarten sind. MITTELMAIER (20), 1979, berichtete über zwei Stiellockerungen nach 180 Implantationen einer optimierten Tragrippen-Prothese vom Typ II.

Die Diagnose ist insbesondere bei anfänglichen leichten Lockerungen schwierig zu stellen und kann aufgrund klinischer sowie radiologischer Zeichen erfolgen. Klinisch liegt am meisten ein Rotations-, Distraktions- und Stauchungsschmerz sowie der "lancierende Initialschmerz" bei Beginn der Bewegung und Belastung vor. Nicht selten kann der Patient oftmals selbst gute Angaben machen über die Lokalisation des gelockerten Prothesenanteiles (28).

Die Standard-Röntgenaufnahmen des Hüftgelenkes erlauben selten eine gesicherte Aussage. Aufhellungssäume zwischen Knochenzement und Knochengewebe treten im Laufe des ersten Jahres bei fast allen Patienten auf. Quantitative Unterschiede solcher Resorptionssäume können nicht als Beweis für Lockerung oder Stabilität angesehen werden. Als sicheres röntgenologisches Zeichen der Lockerung gilt heutzutage die Stellungsdislokation der Pfanne oder des Kopfstieles im Vergleich zur Voraufnahme oder der Röntgenaufnahme nach der Erstimplantation. Zusätzlich werden knochenszintigraphische Nuklearuntersuchungen oder Arteriographien des neuen Gelenkes ergänzend herangezogen, um bei unsicheren röntgenologischen Befunden eine frühzeitige Lockerung diagnostizieren zu können.

Ziel der Therapie ist immer die Wiederherstellung der mechanischen Stabilität der Pfanne oder der Kopfstielprothese. Die Indikation zur Reoperation bzw. Austausch des gelockerten Teils oder der gesamten Totalendoprothese wird nach der diagnostischen Feststellung der Lockerung gestellt.

2.32 Der Infekt und seine Folgen:

Die folgenschwerste Komplikation der Implantation einer Hüftgelenkstotalendoprothese ist die Infektion (Abb. 59, durchschnittlich 0,75 bis 13 %).

AUTOR	JAHR	LITERATUR-VERZEICHNIS	INFEKTIONSRATEN BEI ERST-IMPLANTATIONEN	ZWEIT-IMPLANTATIONEN
C. Dietschi	1978	9	2,3 %	
F. Lechner	1979	18	5,9 %	13 %
K. H. Müller et. al.	1981	23	6,9 %	
C. Muhr	1981	22	1,5-15 %	
P. Griss	1982	12	1,7 %	2,3 %
R. Sebauer et. al.	1982	33	1,7 %	
Buchholz	1982	33	0,75-7,5 %	

Abb. 59:
Verschiedene Infektionsraten nach Hüftendoprothese (Literaturangaben).

Die Infektionsrate nach Erstimplantation von Hüftgelenksendoprothesen wird in der Literatur sehr verschieden angegeben:
K. H. MÜLLER, E. M. MÜLLER und S. DECKER, 1981, (23) 6,9 %.
C. DIETSCHI, 1978, (9) 2,3 %.
P. GRISS et. al., 1982, (12) 1,7 %.
R. SEBAUER, V. VAN EIMEREN, V. WINKLER, 1982 (33) 1,7 %.
F. LECHNER, 1979 (18) 5,9 %.
BUCHHOLZ, 1982, (33) 0,75 bis 7,5 %.
C. MUHR, 1981, (22) 1,5 bis 15 %.
Mit jedem weiteren Revisionseingriff wächst auch die Infektionsrate wie z. B. nach P. GRISS et. al., 1982, (12) auf 2,3 %,
F. LECHNER, 1979, auf 13 %.
Man darf im allgemeinen annehmen, daß bis spätestens 3 Jahre nach dem Revisionseingriff eine Infektion manifest wird (4).

Zweckmäßigerweise unterscheidet man zwischen Früh und Spätinfektion sowie schleichenden Infekten (27). Bei der Frühinfektion treten die akuten inflammatorischen Symptome bereits in der postoperativen Phase auf. Es handelt sich dabei um eine Rötung und Schwellung der Wunde, einen

nach einem freien Intervall neuerlich auftretenden Wundschmerz und um einen zweiten Temperaturanstieg. Frühzeitig kann es zu Abszeßentleerung kommen. Die Infektion tritt so rasch auf, daß in den meisten Fällen der Operateur noch mit ihr konfrontiert wird.

Im Gegensatz zu dem akuten Erscheinungsbild der früh auftretenden Entzündung bietet die schleichende Infektion eine zunächst recht uncharakteristische Symptomanalogie. Die Patienten sind nie völlig beschwerdefrei. Objektive Zeichen sind allerdings selten: Fieber ist nie feststellbar, die Leukozytenzahl ist meist im Normbereich, bis zum Auftreten eindeutiger Symptome wie z. B. Fistelungen oder Abszeßentleerungen oder röntgenologischen Veränderungen vergehen im Durchschnitt 16 Monate.

Das beschwerdefreie Intervall der Spätinfektionen beträgt am meisten 2 bis 3 Jahre. REICHELT (27), 1976, berichtet sogar über eine symptomfreie Zeit von 5 Jahren.

BUCHHOLZ und GARTMANN (4), 1972, sehen die tief schleichende Infektion beim künstlichen Hüftgelenk als wichtigen Infektionstyp in Erscheinung treten.

Die Höhe der in der Literatur angegebenen Infektionsquoten (Abb. 59) zwingt dazu, alle Maßnahmen zu ergreifen, die geeignet sind, eine Infektionsprophylaxe zu verbessern und zu unterstützen. In erster Linie muß darauf hingewiesen werden, daß eine möglichst lückenlose Asepsis im Operationsbereich die entscheidende Voraussetzung für eine wirksame Infektionsprophylaxe ist. Von CHARNLEY wurde eine sterile Kammer eingerichtet, die von WEBER u. a. verbessert worden ist. Sie vermindert die Infektionsgefährdung durch Luftkeime entscheidend, kann aber einer hämatogenen Infektion nicht vorbeugen. Als lokale prophylaktische Maßnahme hat sich seit 1969 die von BUCHHOLZ (4), 1972, vorgenommene Zugabe von Antibiotikum im Pallakos (Knochenzement) bewährt und durchgesetzt. Damals berichtete er bei zwei Patientenkollektiven über die Senkung der Infektionsrate von 3 % auf 0,99 %. Anfänglich wurde Penicillin als Zusatz verwendet, später Erythromycin. Erst als es bei dieser Maßnahme zu tiefen Infektionen (ca. 1,5 %) durch Keime kam, die nicht auf Erythromycin empfindlich waren, wurde auf Gentamycin übergegangen.

Als operative Maßnahme bei eingetretender tiefer Infektion wird bisher allgemein die GIRDLESTON-Plastik aufgeführt, bei der nach Entfernen der totalen Endoprothese einschließlich des Knochenzements der Trochanter major in die Pfanne eingestellt und die Infektion mit einer Spüldrainage behandelt wird (CHARNLEY (7), 1979, COTTA (8), 1973, HIPP (15), 1979). Dagegen vertritt MÜLLER (47), 1974, die Meinung, daß bei zwei von drei Patienten die Endoprothese erhalten werden kann. Bei mehr als 300 Patienten konnte BUCHHOLZ (5), 1973, nach Totalendoprothesenwechsel und Gentamycin-Zusatz zum Knochenzement einen 73 %-ig einwandfreien Heilungsverlauf beobachten.

Die Therapie der früh diagnostizierten Infektion wird nach MÜLLER (47), 1974, mit exakter operativer Revision und Entfernung allen infizierten Weichteil- und Knochenmaterials sowie einer Saugdrainage unter allgemeiner Antibiotika-Abdeckung nach Testung angegeben. Wird die Infektion erst nach einigen Monaten manifest oder waren vorausgehende Therapieversuche unwirksam, hat der Patient heftige Beschwerden und ist die Wundsekretion besonders stark oder das Gelenk disloziert, so wird der Prothesenwechsel empfohlen. Die Neuimplantation erfolgt nötigenfalls nach einer Pause von 5 bis 6 Wochen, die mit Extension überbrückt wird. Dagegen bevorzugt LECHNER (18), 1979, im allgemeinen ein zweiseitiges Vorgehen und wartet mit der Reimplantation 6 bis 10 Monate.

Die Verteilung der Bakterien bei den operativ behandelten tiefen Infektionen zeigt die immer noch dominierende Stellung der grampositiven Kokken, die insgesamt gesehen allerdings deutlich rückläufig sind (4), während die gramnegativen Bakterien und die aneuroben Keime mehr und mehr in den Vordergrund treten. Die weitgehend häufigsten Infektionen waren auf Staphylococcus aureus hämolyticum, aneuroben Staphylococcus, Koagulase-negative und -positive Staphylococcen sowie Pseudomonas und Coli zurückzuführen. Die bakteriologischen Befunde decken sich auch mit der 10 Jahre später veröffentlichen bakteriologischen Untersuchung von SCHNEIDER (29), 1982, wobei die grampositiven Bakterien und Mischinfektionen wieder stärker vertreten waren.

Die schwerwiegende Hauptkomplikation nach Hüftgelenksersatzoperation - die Materiallockerung und der Infekt - belasten die ansonsten guten

Ergebnisse der Hüftalloarthroplastik. Ziel der Revisionseingriffe ist daher auch bei diesen Prozentzahlen, die Ergebnisse zu verbessern, auch wenn Mißerfolge auf diesem Weg nicht auszuschließen sind.

1982 sagte BUCHHOLZ (33) auf einem Symposium in Stuttgart: "Wir haben uns das Ziel gesetzt, zu erreichen, daß unsere Implantate und unsere Implantationstechnik bei einer Nachuntersuchungszeit, die zwischen 10 und 15 Jahren liegt, noch eine Erfolgsquote hat, die mindestens bei 80 % der operierten Hüftgelenke liegen sollte." Es kann gehofft werden, daß weitere Entwicklungen die Erfolgsquote nach Hüftgelenksalloarthroplastik in der Zukunft noch steigen lassen.

3. KLINISCHE STUDIE

3.1 Material: Darstellung des Krankengutes der Chirurgischen Klinik, Paracelsuskrankenhaus Ruit, nach 15-jähriger Implantation von Hüftendoprothesen (1.240 Erstimplantationen/110 Reoperationen).

Während der 14 Jahre zwischen 1969 und 1983 wurden insgesamt 1.240 Hüftgelenksersatzprothesen eingesetzt. Zwei große Patientenkollektive je nach Prothesentyp lassen sich aus dieser großen Zahl bilden:

a) 756 Prothesen vom Typ MÜLLER-CHARNLEY, die wir von 1969 bis 1976 implantiert haben und

b) 476 Prothesen vom Typ WELLER I und II, die wir seit 1977 bis heute fast ausschließlich verwenden.

Außer diesen zwei Hauptgruppen von Patienten, eingeteilt nach Prothesentyp, haben wir in einer geringeren Zahl auch andere Prothesenmodelle verwendet und zwar: 1969 bei 4 Patienten Prothesenmodelle vom Typ THOMPSON und MOORE (Gelenkteilersatz) und bei weiteren 4 Patienten Prothesen vom Typ WAGNER (Gelenkflächenersatz), in den Jahren 1980 und 1981.

Während der gleichen Zeit, also von Anfang 1969 bis Ende 1983 waren 110 Reoperationen notwendig, die sich auf den Prothesentyp wie folgt verteilen lassen:
Eine Revision 1969 bei einer kurz zuvor implantierten MOORE-Prothese (wegen Infektion).
81 Reoperationen wegen diverser Komplikationen bei der implantierten MÜLLER-CHARNLEY-Prothese.
26 Reoperationen nach Implantation der Prothese vom Typ WELLER I und II und
2 Revisionen nach der sogenannten WAGNER-Prothese.

Da in der Zahl der Reoperationen (110) 23 doppelseitige Revisionen (ursprüngliche doppelseitige Totalplastiken) enthalten sind und weil bei weiteren 7 Patienten wiederholte Reoperationen (2. bis 4. Austausch) notwendig waren, reduziert sich die Gesamtzahl von reoperierten Patienten auf 80.

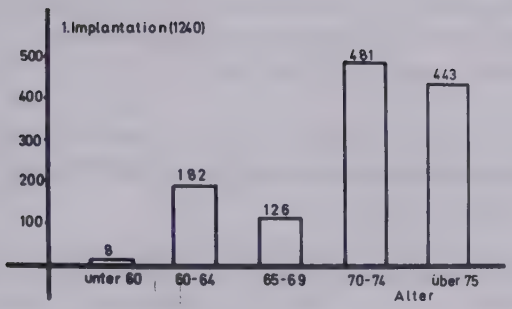


Tabelle 2a:
Altersverteilung bei der 1. Implantation (1969-1983).

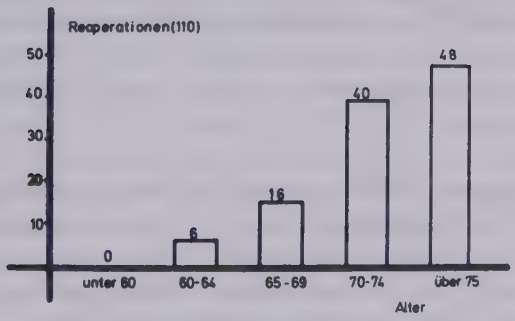


Tabelle 2b:
Altersverteilung bei der Revision (1969-1983).

Die zur Auswertung gelangte Gruppe umfaßt 61 reoperierte Patienten, 19 waren nicht mehr erreichbar (umgezogen, verstorben, keine Angaben).

Die Altersverteilung zeigen die Tabellen 2a und 2b. Die resultierenden Prozentzahl-Unterschiede zwischen dem Alter bei der Erstimplantation und Reoperationen sind dabei Folgen der Dauer bis eine Komplikation (z. B. Lockerung oder Infektion) klinisch oder radiologisch manifest wurde und zur Indikation der Reoperation geführt hat.

Wesentlich mehr Frauen als Männer mußten sich einer Revisionsimplantation unterziehen. Ein solches Verhältnis war aber auch bei den Erstimplantationen von Hüftprothesen zu beobachten.

Reoperationen / Jahr	1969	1970	1971	1972	1973	1974	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	1983	Total
Verkalkungen	1	2	1	2	1	1		1		1						10
Lockerungen			1	3	1	1	5	3	4	5	6	5	6	6	6	52
Prothesenbruch					1				1	3		2	1			8
Infekte	1	2	3	3	2	1	1			2	1		1		1	18
Luxation		1	1		1										1	4
Girdlestone				1							2					3
Haematome		2	1	1	3	2		1	2					1		13
Sonstige											1				1	2
Gesamtzahl	2	7	7	10	9	5	6	5	7	11	10	7	8	7	9	110

Tabelle 3:
Die Indikation zur Reoperation (mit jährlichen Angaben; = Zahl der Reoperationen, siehe Text).

Die Ausgangssituation für Reoperationen nach Hüftersatzoperationen ist der Tabelle 3 zu entnehmen; sie war von der Indikationsstellung sehr unterschiedlich. Die Zahl der Reoperationen (und nicht die der Patienten) wird jährlich aufgeführt (vertikal), somit kann die Indikation zur Revision auf Jahre verteilt gesehen werden (horizontal). Die kritische Beurteilung dieser Tabelle erfolgt noch unter der Rubrik "Ergebnisse".

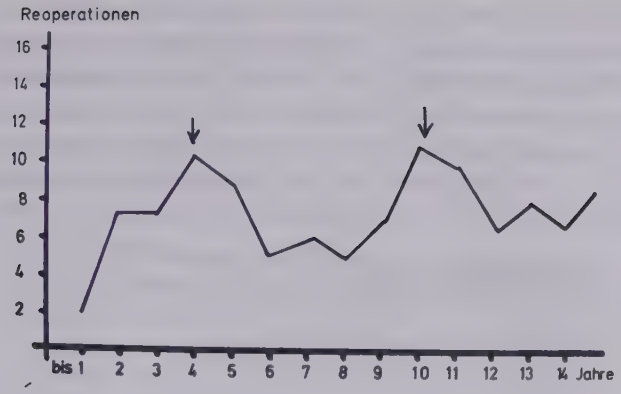


Tabelle 4:
Die Frequenz der Revisionseingriffe, gemessen an der Zeit (Jahre) nach der Erstimplantation (eine erste Steigerung nach 2 bis 3 Jahren wegen Infekt und eine zweite Steigerung nach 9 bis 11 Jahren wegen Lockerung; mit Pfeilen markiert).

Die Zahl der Reoperationen, gemessen an der Zeit nach der Erstimplantation war unterschiedlich und wird anhand einer graphischen Darstellung in Tabelle 4 gezeigt. Die Ursachen, weshalb 2 bis 3 und 9 bis 11 Jahre nach Erstimplantation ein Anstieg der Reoperationen zu beobachten ist, kann nur durch Analyse der Indikation zur Reoperation erfolgen (Tabelle 3). Außerdem sind hier auch zeitbedingte Faktoren zu berücksichtigen und zwar: Infektion, operation-technische Konzepte, Prothesenmodelle etc. Die erste Steigerung nach 2 bis 3 Jahren ist auf die postoperative Infektion, Hämatome und frühzeitige Verkalkungen zurückzuführen. Die spätere Frequenzsteigerung nach 9 bis 11 Jahren wird fast ausschließlich durch Lockerung und Bruch des Prothesenmaterials verursacht.

Das Verhältnis zwischen den Zahlen der Erstimplantationen und der Zahl der Reoperationen, bezogen auf die jährliche Erfassung, hat im Grunde keine große Bedeutung, wird jedoch in Tabelle 5 gezeigt. Man sollte hier unbedingt berücksichtigen, daß in den ersten Jahren (1969 bis 1977) eine große Zahl behandlungsbedürftiger Coxarthrosen zur Operation anstanden und danach die Zahl der Erstimplantationen - wie auch an anderen Kliniken - leicht

zurückging. Andererseits hat die Zahl der Reoperationen nach 8 bis 10 Jahren, insbesondere wegen Lockerung, immer mehr zugenommen, so daß diese Zahl auch einen relativen Dämpfungseffekt auf die Zahl der Erstimplantationen zur Folge hatte, da man die Indikation zur Operation wieder strenger stellte. Man kann ja vorsichtig sagen, daß es in der Hüftalloarthroplastik vor 10 bis 15 Jahren eine euphorische Phase gab, ohne daß man sich damals ausreichend über die hohe Zahl der Zweiteingriffe Gedanken gemacht hätte.

Tabelle 5:

Verhältnis zwischen jährlicher Anzahl der Erstimplantationen und der Anzahl der notwendigen Reoperationen (1969-1983).

KOMPLIKATIONEN															
Intraoperativ	1969	1970	1971	1972	1973	1974	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	1983	TOTAL
Reoperationen	2	7	7	10	9	5	6	5	7	11	10	7	8	7	9	110
Komplikationen				2		1	2	2		1	2	1	3	2		16
Perforation des Schaftes							2	1			1		1			5
Fraktur des Schaftes				1							1					2
Fraktur des Trochanter maj.										1			1	1		3
Perforation des Azetabulum				1								1	1	1		4
Nervenschädigung								1								1
Gefäßverletzung																0
Herzstillstand						1										1
Total	2	7	7	10	9	5	6	5	7	11	10	7	8	7	9	110

Tabelle 6:

Intraoperative Komplikationen bei Reoperationen mit jährlichen Angaben.

Die intra- und postoperativen Komplikationen, die bei uns nach Revisionseingriffen aufgetreten sind, werden in der Tabelle 6 und 7 veranschaulicht. Man hat die Komplikationen sowohl intra- wie auch postoperativ jährlich getrennt, um über die Struktur und eventuelle zeitbedingte Häufung Kenntnis nehmen zu können. Die Beurteilung der beiden Tabellen erfolgt unter der Rubrik "Diskussion".

KOMPLIKATIONEN

Postoperativ	1969	1970	1971	1972	1973	1974	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	1983	TOTAL
Reoperationen	2	7	7	10	9	5	6	5	7	11	10	7	8	7	9	110
Komplikationen				2	2	3	6	3	1	2	2	1	2	1	2	27
Haematom							1									1
Nervenparese				1				1								2
Luxation					1										1	2
Paraartikuläre Verkalkung							1		1		1					3
Aseptische Lockerung						1	1	1								3
Materialbruch								1								1
Infekt					1	2	2			1			1			7
Trombose, Embolie				1			1						1		1	4
Pneumonie												1		1		2
Magendarmblutung										1	1					2
Total	2	7	7	10	9	5	6	5	7	11	10	7	8	7	9	110

Tabelle 7:
Postoperative Komplikationen bei Reoperationen mit jährlichen Angaben (1969-1983).

Die Austauschoperation der gelockerten oder gebrochenen Prothese wurde in den 14 Jahren 60 mal durchgeführt. Bei 16 Austauschoperationen hat man die MÜLLER-CHARNLEY-Prothese verwendet (als Austauschimplantat), 44 mal haben wir die WELLER-Prothese als Austauschmodell genommen. Zu diesen Zahlen muß noch folgendes gesagt werden: Es war nur einmal notwendig, eine WELLER-Prothese auszutauschen, zweimal haben wir bei Lockerung der WAGNER-Kappe die Gelenkersatzoperation (Prothese WELLER) vornehmen müssen. Bei einem Patienten mußten wir eine gelockerte MOORE-Prothese durch eine MÜLLER-CHARNLEY-Prothese ersetzen und bei 56 MÜLLER-CHARNLEY-Prothesen haben wir wegen Lockerung oder wegen Prothesenbruch die Austauschoperation durchführen müssen (Tabelle 8).

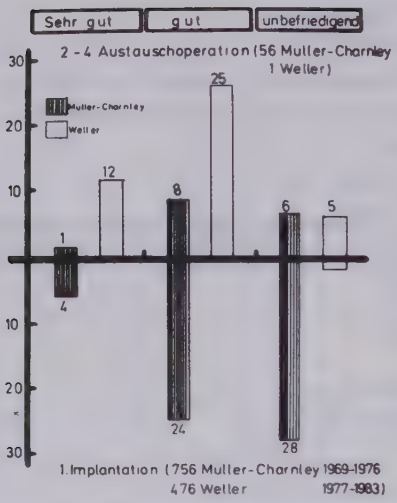


Tabelle 8:
Verteilung und Ergebnisse nach Austauschoperation wegen Lockerung, bezogen auf die Zahl der Erstimplantation.

Zur Darstellung des Patientenkollektivs mit 110 Reoperationen gehört auch eine grundsätzliche Schilderung der Operationstaktik: Bei tiefen Früh- oder Spätinfektionen haben wir operativ revidiert und je nach Befund die Prothesenteile und Zementteile entfernt, dann entweder eine GIRDLESTONE-Hüfte angestrebt oder nach Anlegen einer Spülsaug-Drainage und Beinextension die zweiseitige Replantation einer Totalendoprothese immer in Erwägung gezogen. Bei den Revisionseingriffen wegen Lockerung oder Prothesenbruch haben wir seit 1975 grundsätzlich die Trochanter-Osteotomie und Reosteosynthese durchgeführt, mit oder ohne Fensterung des Oberschenkelknochens (zur vollständigen Entfernung des Knochenzements) und bei jeder Austauschoperation eine längere Schaftprothese genommen.

3.2 Methode: Nachuntersuchungen der reoperierten Patienten

Zur Ermittlung der klinischen Ergebnisse nach Reoperationen wurde ein Bewertungsschema verwendet, das ursprünglich von MERLE D'AUBIBNÉ und CHARNLEY stammt. Mit geringfügigen Änderungen und in Anlehnung an GRISS et. al. (12) haben wir, wie Tabelle 9 zeigt, die Bewertung der Hüftfunktion vor und nach der Reoperation vorgenommen. Mehr als die Hälfte der Patienten (32) konnten nachuntersucht werden, für die übrigen wurde die Bewertungsskala nach MERLE D'AUBIGNÉ anhand der Aufzeichnungen der Krankengeschichte und Ambulanzkarte erstellt.

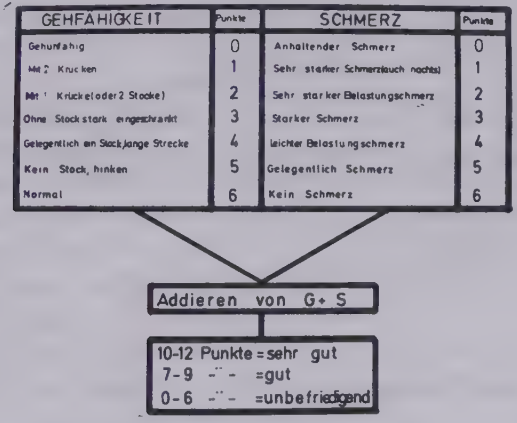


Tabelle 9:
Bewertungsschema, modifiziert nach MERLE D'AUBIGNÉ (12).

Nach MERLE D'AUBIGNÉ und in Anlehnung an GRISS et. al. (12) haben wir mit "sehr gut" nur die Patienten mit sehr guter Gehfähigkeit (eventuell leichtes Hinken) bei Schmerzlosigkeit (oder nur gelegentlichen Schmerzen) bewertet (10 bis 12 Punkte). Die mit "gut" bewerteten Patienten konnten zwar längere Strecken mit oder ohne Stock laufen, zeigten aber noch starke Schmerzen und waren dadurch in der Gebrauchsfähigkeit des Beines eingeschränkt. Als "unbefriedigend" zu bezeichnende Resultate nach Reoperation am Hüftgelenk haben wir die der Patienten angesehen, bei denen starke Schmerzen (auch nachts) bestehen und wo insbesondere die Gehfähigkeit trotz der Reoperation aufgrund der schweren Folgen stark eingeschränkt

ist. Es waren meist Patienten, die nur ganz kurze Strecken mit Gehstützen, mit Dreipunkt-Stützen oder nur mit Rollstuhl sich bewegen konnten (Tabelle 9).

Zum Vergleich zeigt die Abb. 60 die Originalbewertungsskala nach MERLE D'AUBIGNÉ zur Einschätzung der Hüftfunktion, wobei der Hauptunterschied bei der zusätzlichen Punktbewertung aus der Beweglichkeit im Hüftgelenk liegt.

	Schmerzfreiheit	Beweglichkeit	Gang
0	Sehr lebhafter und kontinuierlicher Schmerz	Ankylose in fehlerhafter Stellung	unmöglich
1	Sehr lebhafte, den Schlaf verhindernde Schmerzen	klinische Ankylose in leicht oder nicht fehlerhafter Stellung	nur mit Krücken
2	Lebhafte, jede Aktivität verhindernde Schmerzen beim Gehen	Flexion: 40 Grad Abduktion: 0 Grad oder leicht fehlerhafte Stellung	nur mit zwei Stöcken
3	Lebhafte, aber erträgliche Schmerzen mit limitierter Aktivität	Flexion: 40–60 Grad	limitiert mit einem Stock (weniger als eine Stunde), sehr schwierig ohne Stock
4	Schmerzen nur nach dem Gehen, bei Ruhe schnell verschwindend	Flexion: 60–80 Grad kann den Schuh binden	mit Stock verlängert, limitiert ohne Stock, Hinken
5	Sehr leichte, limitierende, eine normale Aktivität nicht verhindernde Schmerzen	Flexion: 80–90 Grad 25 Grad erreichende Abduktion	ohne Stock, aber leichtes Hinken
6	Vollkommene Schmerzfreiheit	obere Flexion bei 90 Grad 40 Grad erreichende Abduktion	normal

Abb. 60:
Einschätzung der Hüftfunktion nach MERLE D'AUBIGNÉ.

Zur Beantwortung der Fragen (Fragestellung der Arbeit Pkt. 1.3, Seite 7) waren aufwendiges Erfassen von Operationstaktiken, Krankenblattbefunden und Auswertungen der Röntgenaufnahmen notwendig.

4. ERGEBNISSE

Die Indikation zur Reoperation wurde zwischen den Jahren 1969 und 1983 110 mal gestellt. Die häufigste Ursache dafür war die Lockerung (Pfanne, Kopfstiel oder beides) und betrug 47,2 %. Die 8 Fälle mit Prothesenbruch (Pfanne oder Kopfstiel) stellen im Grunde genommen einen fortgeschrittenen Lockerungszustand dar, so daß die Indikation zur Reoperation wegen Materiallockerung auf 63,6 % ansteigt. Eine genaue Lockerungsrate, bezogen auf die Zahl der Erstimplantationen, kann schlecht ermittelt werden, weil aus unserem Krankengut 11 Patienten mit auswärts implantierten Hüftprothesen zur Austauschprothesen-Implantation kamen. Gleichzeitig ist uns die Zahl der Patienten nicht bekannt, die in unserem Hause zwar eine Hüftprothese erhielten, diese aber wegen Prothesenlockerung auswärts reimplantiert bekamen. Wenn man aber davon ausgeht, daß die Zahl der Patienten, die die Kliniken wechseln, einigermaßen konstant bleibt, würde die Lockerungsrate, bezogen auf 1.240 Erstimplantationen in unserer Klinik, nach 15 Jahren 4,9 % betragen. Die Tabelle 8 zeigt, daß insbesondere bei den Austauschoperationen wegen Lockerung und Materialbruch (2. bis 4. Eingriff) insgesamt 13 sehr gute, 33 gute und 11 schlechte Ergebnisse erzielt wurden. Die Bewertung dieser Graphik erfolgte nach MERLE D'AUBIGNÉ in Anlehnung an GRISS et. al. (12) (Tabelle 9). Gleichzeitig ist der graphischen Darstellung zu entnehmen, daß es sich bei den Austauschoperationen hauptsächlich um MÜLLER-CHARNLEY-Prothesen handelt. Nur in einem Fall mußte eine Prothese vom Typ WELLER ausgetauscht werden. Von großer Bedeutung ist die Umkehrtendenz der schlechten Resultate, die präoperativ gefunden wurden, und zwar in einem Verhältnis von 29: 11 entsprechend der postoperativen Befunde. Wegen der geringen Zahl wurden in dieser Tabelle die THOMPSON-, MOORE- und WAGNER-Schalenprothesen nicht berücksichtigt. Die weißen Anteile der Säulen zeigen die Prothesen des Typs WELLER, die grauen Anteile zeigen die Prothesen des Typs MÜLLER-CHARNLEY. Die Tabelle 8 zeigt auch, daß die klinischen Langzeitresultate besser wurden, nachdem die neu optimierte Prothese vom Typ WELLER eingeführt wurde. In den ersten 6 Jahren nach Einführung der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese (1969-1975) zählten wir 12 gelockerte oder gebrochene Totalendoprothesen von diesem Typ (MÜLLER-CHARNLEY). 6 Jahre nach Einführung der WELLER I- und WELLER II-Prothese (1977-1983) beobachteten wir nur eine gelockerte Prothese dieses Typs, die ausgetauscht werden mußte. Während der gesamten

Implantationszeit (1969-1983) verteilen sich auf 756 implantierte MÜLLER-CHARNLEY-Prothesen (von 1969 bis 1976) 13 Austauschoperationen desselben Typs, dagegen mußte nach 476 Implantationen der Prothese Typ WELLER (von 1977-1983) eine einzige dieser Prothesen wegen Lockerung ausgetauscht werden. Rein mathematisch auf diese Angaben bezogen, würde sich ein Austauschkoeffizient ergeben, der bei der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese über 8 Jahre 1,98 und bei der WELLER-Prothese über 7 Jahre 0,21 beträgt. Der hier angegebene Wert muß aber nochmals relativiert werden, da eine große Zahl von Patienten nicht nachuntersucht werden konnte. Außerdem ist anzunehmen, daß einige Revisionseingriffe auch in anderen Kliniken vorgenommen worden sind. Letzteres wird aber wohl weitgehend durch die Tatsache ausgeglichen, daß auch bei uns Austauschoperationen bei Patienten vorgenommen werden, die anderweitig ihre Erstimplantation erfahren.

Gefolgt von der Indikation zur Reoperation wegen Lockerung und Materialbruch findet sich in unserem Krankengut die Früh- und Spätinfektion, die mit 18 Fällen, 16,3 % der Revisionsindikation ausmacht. Bezogen auf die Gesamtzahl der Erstimplantation ist die Infektionsrate nach Hüftalloarthroplastik in unserer Klinik mit 1,4 % anzugeben. Die Infektionsrate nach Reoperation liegt bei 7,6 %. Die 7 Fälle von postoperativen Infektionen nach Reoperation verteilen sich ungleichmäßig, und zwar 5 mal bei MÜLLER-CHARNLEY-Prothesen und 2 mal bei der WELLER-Prothese. Die geringe Zahl von angestrebten GIRDLESTONE-Situationen (3 Fälle), verglichen mit der Zahl der Früh- und Spätinfektionen (18 Fälle), zeigt, daß wir auch nach postoperativen Infektionen des 1. oder 2. Implantats nach einem freien Zeitintervall (meist mit einer Spülsaug-Drainage und Extension sowie Antibiotika-Therapie überbrückt) eine Austauschoperation angestrebt haben. Nur jede 6. infizierte Hüfte mußte mit einer GIRDLESTONE-Operation auskommen. Die Hauptzahl der Hüftprothesen mit postoperativer Infektion (5/6) konnte durch intensive Lokal- und Allgemeinbehandlung zu einem späteren Zeitpunkt zur Heilung und Neuimplantation einer Hüftendoprothese gebracht werden. Prothesenentfernungen nach Erstimplantation oder Reoperation wegen Infektion erfolgten im Durchschnitt 1,9 Jahre nach dem Eingriff. Die bakteriologische Untersuchung bei postoperativ eingetretener Infektion nach Hüftendoprothese zeigte in 12 Fällen eine Infektion mit Staphylococcus aureus und in 4 Fällen eine Infektion mit koagulasenegativen Staphylococcus. 2 mal waren die bakteriologischen Untersuchungen negativ, wobei jeweils eine

7- bis 10-tägige parenterale Antibiotika-Gabe zu verzeichnen wäre.

Die intraoperativen Komplikationen bei Reoperationen (Tabelle 6) haben sich mit 14,5 % im Laufe der Jahre relativ konstant gehalten und beinhalten hauptsächlich Frakturen oder Perforationen des Schaftes. Frakturen des Trochanter major oder Perforationen des Acetabulums bei Entfernung des Knochenzements. Ein intraoperativer Herzstillstand konnte durch Reanimation behoben und die Austauschoperation der Hüftprothese beendet werden.

Die Zahl der postoperativen Komplikationen (27) nach Revisionseingriffen (110) zeigten eine Frequenz von 24,5 % (Tabele 7). Die häufigsten waren die Früh- und Spätinfektionen (7,6 %), Thrombosen und Embolien (3,6 %), weitere aseptische Lockerung (2,7 %), perarticuläre Verkalkung (2,7 %) und seltene postoperative Komplikationen wie Nervenparese, Luxation und Hämatome sowie allgemeine Komplikationen (Pneumonie und Magen/Darmblutung).

Bei der Auswertung der klinischen und radiologischen Resultate aller Reoperationen der bisher hauptsächlich verwendeten zwei Prothesentypen fanden wir Langzeitresultate von mindestens 3, in der überwiegenden Zahl aber 5 und mehr bis insgesamt 10 Jahren Verlaufszeit.

Die klinische und radiologische Auswertung aller Austauschoperationen (sowohl wegen Lockerung und Materialbruch als auch wegen Infektion) ergab 14 sehr gute, 34 gute und 13 unbefriedigende Resultate. Als Bewertungsmaßstab diente das Schema von MERLE D'AUBIGNÉ, modifiziert nach GRISS et. al. (12).

5. DISKUSSION

In den Jahren 1969 bis 1983 wurden im Paracelsuskrankenhaus Ruit 1.240 Hüftgelenksendoprothesen eingesetzt. Die Indikation zur Reoperation wurde 110 mal gestellt. In den letzten Jahren beobachteten wir eine Zunahme der Revisionseingriffe nach Hüftgelenksendoprothese, so daß eine kritische Betrachtung aller in den letzten 14 Jahren durchgeführten Reoperationen notwendig wurde.

Die Inhomogenität unseres Patientengutes mit Hüftendoprothesen, bedingt durch die Einführung im Jahre 1977 eines neuen Prothesenmodells vom Typ WELLER I und II, machte es zwangsläufig möglich, zwei Patientenkollektive zu bilden, die zeitlich und numerisch annähernd gleich sind: 756 Prothesen vom Typ MÜLLER-CHARNLEY und 476 Prothesen vom Typ WELLER I und II.

Die häufigste Indikationsstellung zum Revisionseingriff war bei fast zwei Drittel aller Fälle die Lockerung oder der Materialbruch der Prothese. Daß die Zahl der Revisionseingriffe wegen Materiallockerung mit der Zeit zunehmen wird, ist eine logische Folge der begrenzten biologischen Haltbarkeit einer Totalendoprothese. Um die Frage der qualitativen Verbesserung des Prothesentyps WELLER aus klinischer Sicht beantworten zu können, haben wir die Reoperationsursachen in den ersten 6 Jahren nach Einführung der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese mit den Ergebnissen 6 Jahre nach Verwendung der WELLER-Prothese verglichen. Auffallend ist, daß wir nur in einem Fall wegen Materiallockerung die WELLER-Prothese austauschen mußten. Bei allen anderen Reoperationen wegen Materiallockerung handelt es sich fast ausschließlich um MÜLLER-CHARNLEY-Prothesen. Von den metallurgischen Unterschieden abgesehen, die nicht für diese großen Unterschiede ausschlaggebend sein können, müssen die Optimierungsmerkmale der WELLER-Prothese als biomechanischer Grund zur Verlängerung der Haltbarkeit angesehen werden. F. LECHNER (18), 1979, berichtete über 167 Matierallockerungen bei Hüftgelenkstotalendoprothesen, bezogen auf 2689 Erstimplantationen (Lockerungsrate nach 7 bis 9 Jahren). Schon damals lag nach seinen Angaben die Lockerungsrate der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese mit 19,7 % auf einem mittleren Platz, verglichen mit der Prothese des Typs ST. GEORGE (1,3 %), WEBER-HUGGLER (25,6 %) etc. Neue biomechanische und tribologische Erkenntnisse haben dazu beigetragen, den Entwicklungs- und Optimierungsprozeß der

der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese voranzutreiben. Auch, wenn wir heute bessere klinische Resultate mit den neu optimierten Prothesen erzielen, darf nicht vergessen werden, daß die MÜLLER-CHARNLEY-Prothese Pionierleistungen in der gesamten Entwicklung der Hüftalloplastik erbracht hat. Der Optimierungsprozeß der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese hat sich nicht nur durch die Einführung des Prothesenmodells WELLER I und II vollzogen, sondern selbst die MÜLLER-CHARNLEY-Prothese wurde optimiert und zur sogenannten MÜLLER-Geradeschaftprothese weiterentwickelt. Das gleiche gilt auch für die sogenannte ST. GEORGE-Prothese, die vorwiegend in dem norddeutschen Raum zur Anwendung kommt. Es ist also unseres Erachtens ein allgemeiner Entwicklungsprozeß, der sich - den neuen tribologischen und biomechanischen Erkenntnissen zur Folge - in der Hüftalloplastik vollzogen und zweifelsohne zu besseren klinischen Resultaten geführt hat. Von den metallurgischen Unterschieden abgesehen, die nicht für diese großen Unterschiede ausschlaggebend sein können, müssen die Optimierungsmerkmale der WELLER-Prothese als biomechanischer Grund zur Verlängerung der Haltbarkeit angesehen werden. Die tribologischen und biomechanischen Unterschiede zwischen der MÜLLER-CHARNLEY- und WELLER-Prothese wurden ausführlich am Anfang dieser Arbeit besprochen. Zu erwähnen wären aber nochmals die Optimierungsmerkmale der WELLER-Prothese und zwar: Vergrößerte Kragenauflage, leichte Valgisierung des Halses, Valgisierung des Auflagewinkels, Verlängerung und Begradigung sowie Verstärkung des Schaftes (Verbesserung der Formstabilität). Sicherlich werden auch die neu optimierten Hüftprothesen nach errechneter Zeit von ca. 15 bis 20 Jahren ausgetauscht werden müssen. Deren Haltbarkeitszeit ist sicher höher als die des ursprünglichen Prothesenmodells MÜLLER-CHARNLEY.

Wenn auch ein großer Teil der Ergebnisse nach Reoperation (Tabelle 8) als gut und sehr gut bezeichnet werden können, darf man die unbefriedigenden Resultate, die immerhin fast ein Viertel ausmachen, nicht vergessen, vor allem, weil es sich hier um schwerste Einschränkung der Gebrauchsfähigkeit des Hüftgelenkes handelt. Teilweise sind Patienten nach mißlungener Reoperation nicht mehr gehfähig, sie leiden unter ständigem Schmerz und später treten alle sekundären Folgen der Immobilisierung auf. An dieser Stelle darf COTTA (8), 1973, zitiert werden: "Erfahrung ist die Erinnerung an Mißerfolge."

Die Infektproblematik weist aus dem Gesichtspunkt des Revisionseingriffes zwei Aspekte auf: Die Infektion nach Erstimplantation, die fast immer eine operative Revision benötigt, und die eigentliche Infektionsrate nach Reoperation (einschließlich Neu-Infekten nach Austauschprothesen oder Reoperation wegen anderen Ursachen). Die Infektionsrate nach Erstimplantation lag in unserem Krankengut mit 1.240 Implantationen bei 1,4 %. Verglichen mit den Angaben der Literatur kann man dies als sehr niedrig betrachten (Abb. 59). Die Infektionsrate nach Revisionseingriff (einschließlich 2. bis 4. Austausch) beträgt in unserem Krankengut 7,6 %. Im Vergleich zur jüngsten Literatur kann man sagen, daß die Infektrate in einem mittleren Kreiskrankenhaus keineswegs höher ist als in den meisten großen Kliniken (Abb. 59).

Nach der Einführung der stabiler verankerten Prothese des Typs WELLER haben wir einen leichten Rückgang der Infektionsrate sowohl bei Erstimplantation, als auch bei Austauschoperation beobachtet. Zwischen Stabilität und Infekt besteht ein enges Verhältnis (SCHNEIDER (29), 1982), so daß die Einführung einer stabiler verankerten Prothese auch statistisch zu einer Reduktion der Infektionsrrate führen müßte. Wir haben von 1969 bis 1976 bei 756 Implantationen der Prothese vom Typ MÜLLER-CHARNLEY 13 Früh- und Spätinfekte, die operativ angegangen werden mußten. Seit der Einführung des optimierten Prothesenmodels WELLER I und II, also von 1977 bis 1983, haben wir nur 7 postoperative Infektionen nach Erstimplantation zu verzeichnen (bei allerdings nur 476 implantierten Prothesen vom Typ WELLER).

Daß die gesamte Zahl der Reoperationen nach Hüftgelenksendoprothese über Jahre relativ konstant geblieben ist und in den letzten Jahren noch zugenommen hat, ist nicht verwunderlich. Aus der Strukturanalyse der Indikationsstellung (Tabelle 3) ist zu entnehmen, daß die steigende Zahl der Lockerungen von Prothesenanteilen zunimmt. Dafür sind aber die postoperativen Infektionen, Hämatome, Verkalkungen und Luxationen, relativ gesehen, rückläufig. Dies beruht wahrscheinlich auf einer besseren Einstellung der Implantationstechnik, einem durchschnittlich besseren "know how" und einer größeren Erfahrung des Operateurs, aber nicht zuletzt auf den optimierten Prothesenteilen, die jetzt zur Anwendung kommen.

Aus der selbstkritischen Betrachtung der 110 Revisionseingriffe nach Hüftgelenksendoprothese unter Einbeziehung des Verlaufs und der klinischen

Langzeitbewertung können operationstechnische Konsequenzen aufgezählt werden. Die inzwischen selten gewordene und nicht mehr funktionsstörende periarticuläre Verkalkung nach Hüftgelenksimplantation kann weitgehend verhindert werden durch einen ausreichenden operativen Zugang (z. B. WATSON JOHNS) mit minimaler Traumatisierung, insbesondere des Musculus glutaeus medius, durch mehrmaliges Abspülen von Knochenpartikeln und Spongiosa, die bei der Zurichtung des Markraumes und des Acetabulums normal anfällt. Neuerdings wird medikamentös versucht, die vermehrte periarticuläre Verkalkung mit dem Präparat Diphos zu verhindern. Unsere Erfahrungen haben in Übereinstimmung mit anderen Autoren gezeigt, daß bei engen muskulären Verhältnissen - wie sie insbesondere bei Coxarthrose, Dysplasie und vor allem bei Revisionseingriffen vorliegen - eine Trochanter-Osteotomie lohnender ist, als den Musculus glutaeus medius zu traumatisieren. Es ist ja nicht zufällig, daß die Verkalkungen im Bereich des Musculus glutaeus medius entstehen. Man kann diese Verkalkungen fast als eine Spongiosaplastik am Muskel ansehen.

Frühzeitige postoperative lokale Bestrahlungstherapie zur Verhinderung einer Verknöcherung haben wir meist nicht durchgeführt, da uns dadurch die lokale Abwehrlage und damit die Infektionsgefahr in Anbetracht der Größe des Eingriffes zu groß erschien. Es bleibt unseres Erachtens die wichtigste Aufgabe, atraumatisch zu operieren, notfalls den Trochanter major zur osteotomieren, um die Gewebsschonung zu gewährleisten.

Die Materialbrüche und Materiallockerungen können von seiten des Operateurs sicher durch eine exakte Implantationstechnik gesenkt werden.

Die biomechanischen und tribologischen Erfordernisse haben zur Folge, daß die zu verwendende Zementmasse bzw. das Volumen so klein zu halten ist wie möglich. Das in den ersten Jahren praktizierte großzügige Auffräsen des Acetabulums bis auf die Corticalis interna mit dadurch möglicherweise entstehenden Knochendefekten oder Acetabulumperforationen haben wir längst nicht mehr durchgeführt. Die Folge ist, daß man nicht mehr so viel Knochenzement wie früher verwenden muß. Zudem stehen uns mehr Polyäthylen-Kunststoffpfannen unterschiedlicher Größe zur Verfügung, so daß nach sparsamem Auffräsen des Acetabulums und Anbringung von Haftlöchern eine angepaßte Pfanne unter Verwendung von nur wenig Knochenzement

in entsprechender Stellung implantiert werden kann. Nach den Elastizitätsbedürfnissen des knöchernen Acetabulums werden die Knochenzementzapfen von ca. 6-8 mm Durchmesser nur im Pfannendachbereich, also in Richtung Darmschaufel, angebracht. Damit ist gewährleistet, daß beim Gehen und bei Belastung der Kunststoffpolyäthylenpfanne durch den Prothesenkopf, der untere Pfannenrand sich gegenüber dem Sitz- und Schambeinast beweglich zeigt. Nicht selten sind bei Reoperationen wegen Lockerung oder Kunststoffpfannenbruch ausgedehnte Osteolysen im Acetabulum zu sehen. Zur Deckung des Acetabulumdefektes haben wir früher Metallgitter verwendet, heute bevorzugen wir den knöchernen Aufbau des Acetabulums mit corticospongiösen Knochenspänen, was gleichzeitig zur Verkleinerung des Acetabulums führt. Die Konsequenz daraus ist, daß die Patienten postoperativ 8 bis 10 Wochen das Bein nur teilbelasten dürfen. Die am häufigsten verwendeten Kunststoffpolyäthylenpfannen waren entweder 49 oder ausnahmensweise 54 bzw. 58 mm im Durchmesser groß. Wenn umgekehrt eine zu flache knöcherne Pfanne vorlag und durch Auffräsen sich eine Vertiefung und eine bessere Pfannendachverankerung nicht erreichen ließ, haben wir die Pfannendachplastik nach MERLE D'AUBIGNÉ unter Verwendung von corticospongiösen Knochenspänen bevorzugt. Im Gegensatz zum Acetabulumaufbau wurden hier Schraubenfixationsmöglichkeiten angewandt.

Sorgfältig sollte sich der Operateur schon zu Beginn der Operation von der richtigen Lagerung des Patienten auf dem Operationstisch überzeugen. Nicht selten war es in den früheren Jahren der Fall, daß der Patient auf dem Tisch ungünstig gelagert war. Da die Position des Beckens nicht korrekt beurteilt werden konnte, kam es auch unter Verwendung des Zielinstrumentariums zu Pfannenfehlstellungen. Die exakte Stellung der Pfanne hat außer der Dauerstabilität unter Belastung auch große Bedeutung für die unmittelbare postoperative Luxationsgefahr. Eine zu steile und mit zu viel Antetorsion implantierte Gelenkpfanne wird postoperativ zu einem ständigen Luxationsproblem werden. 1983 mußten wir einmal wegen einer zu flachen Pfannenstellung revidieren, um eine rezidivierende Luxation des künstlichen Hüftgelenks zu vermeiden.

Seit wir das neue Modell Typ WELLER eingeführt haben, gelingt die Dreipunkt-Verspannung der Kopfprothese besser. Bei Reoperationen, insbesondere bei Austauschprothesen, nehmen wir grundsätzlich einen längeren Schaft als

der der zuvor implantierten Prothese (meist mindestens 22 cm lang). Daraus resultiert der Vorteil, daß der Prothesenteil in eine Valgus-Position gezwungen wird, die Schwerkraft wird reduziert und das Biegemoment dadurch verringert.

Eine frühzeitige Reposition der Prothese vor Erhärtung der Zementmasse sollte unterlassen werden. Auch die kleinsten Bewegungen zwischen Metallprothese und Knochenzement führen zu einer Abnahme der Vorlast und zu frühzeitigem Nulldurchgang. Es ist dann nur eine Frage der Zeit, daß sich der anfänglich kompensierte Nulldurchgang in einen später unkompensierten verwandelt. Der Knochenzement wird am besten mit einer Pistolenspritze gleichmäßig in den Markraum unter kontinuierlichem Druck eingebracht, um eventuelle kleinste Mischdefekte oder Unterbrechungen zu vermeiden.

Ein weiteres operativ-technisches Problem haben wir mit der Zuggurtung der Trochanter major-Osteotomie gehabt. Die Draht-Zuggurtung nach Osteotomie bei Revisionseingriffen (nach Reoperationen) ist etwas problematischer als z. B. beim Ersteingriff oder posttraumatische Trochanterfrakturen. Es handelt sich am ehesten bei dem Revisionseingriff um ausgedehnte Spongiosadefekte im Trochanter major-Bereich, wobei nur die Corticalis noch ausreichende Abstützung bietet. Andererseits sind die auf den Trochanter major wirkenden Kräfte des Musculus glutaeus medius so groß, daß es häufig bei technisch einwandfrei gesetzter doppelter Zuggurtung des Trochanter major postoperativ relativ früh zur Sprengung oder zum Riß der beiden Drähte kommt. Nicht alle gelockerten Trochanter major-Zuggurtungen führen zu einer Pseudarthrose. Die meisten sind bereits knöchern angebunden und bilden erst später eine straffe Pseudarthrose. Wir sind gerade dabei, zu diesem Zweck neuerdings die Hülsenseildrahtosteosynthese (LABITZKE, 1979) zu verwenden.

Wie bei anderen Eingriffen auch spielen bei der Implantation oder Reoperation von Hüfttotalprothesen operativ technische Details eine große Rolle. Implantationsfehler sind entscheidend für die Dauer der Prothesenverankerung.

Mit 8,9 % Revisionseingriffen nach 14 Jahren ist die Komplikationsrate nach Totalendoprothese in unserer Klinik noch recht niedrig. Die größte retrospektive multizentrische Studie von 1979, die im deutschsprachigen Raum

durchgeführt wurde (GRISS et. al. (12), hat für den 10-jährigen Zeitraum eine Reoperationsrate von 10 % angegeben. C. MUHR (22), 1981, beziffert die Spätkomplikationsrate nach Totalendoprothese mit 15 bis 25 %. Trotz Verbesserungen der Implantationstechnik und Optimierung der Implantate, auch bei sinkenden Komplikationsraten, ist die auch bisher streng gehabte Indikationsstellung zur Hüftgelenksalloarthroplastik zu empfehlen. Bei einem alten Patienten mit der Notwendigkeit der Frühbelastung und einer begrenzten Lebensdauer bleibt die zementierte Metallpolyäthylen-Prothese auch in Zukunft das Verfahren der Wahl.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Im letzten Jahrzehnt wurde sehr erfolgreich an der Weiterentwicklung des alloplastischen Gelenkersatzes gearbeitet: Neue Prothesenmodelle für Hüftgelenktotalendoprothesen wurden eingeführt. Mit dem vor allem in den letzten 15 Jahren nahezu exponentiell angestiegenem endoprothetischen Ersatz großer Gelenke hat auch die Häufigkeit der Reoperationen zugenommen. Neben anerkannt guten Ergebnissen machen es eine Reihe schlechter Resultate oder späterer Komplikationen erforderlich, die Risiken zu analysieren, die zu einem Mißerfolg führen können oder müssen. Neben experimentellen Forschungsergebnissen zur Optimierung der Form und Verankerung der Totalendoprothesen bleibt die klinische Studie der anfallenden Reoperationen nach Gelenkersatz-Chirurgie, die zweite Methode zur Einschätzung des einen oder anderen Prothesenmaterials und der Operationstechnik. Im ersten Teil der Arbeit wird ausführlich auf die metallurgischen, tribologischen und biomechanischen Eigenschaften neuer Prothesen eingegangen. Auch neue Entwicklungen werden zur Diskussion gestellt. Nach einer allgemeinen Betrachtung der Ursachen und Diagnosen der aseptischen Komplikationen (Lockerung, Materialbrüche etc.) wird die schwerste postoperative Komplikation analysiert: Der Infekt und seine Folgen.

Von insgesamt 1.240 in den Jahren 1969 bis 1983 an der Chirurgischen Klinik des Paracelsuskrankenhauses Ruit eingesetzten Hüfttotalendoprothesen wurde 110 mal wegen einer Komplikation reoperiert. Durch Einführen eines neuen Prothesentyps (WELLER) 1977 haben sich zwangsläufig 2 Patientenkollektive gebildet: 756 Prothesen vom Typ MÜLLER-CHARNLEY und 476 Prothesen vom Typ WELLER. Die weiteren Prothesenmodelle (THOMPSON, MOORE, WAGNER) wurden wegen der geringen Zahl in die Studie nicht einbezogen.

Die klinische Studie der 110 durchgeführten Reoperationen versucht die Früh- und Spätkomplikationen nach Einführung der optimierten Prothese vom Typ WELLER mit den Ergebnissen der Prothese MÜLLER-CHARNLEY zu vergleichen. Unter selbstkritischer Betrachtung sollten auch operationstechnische Konsequenzen gezogen werden, wobei in dem Diskussionsteil die wichtigsten Gesichtspunkte und Fehler aufgezählt werden. Aufgrund der Zahlenanalyse konnte eindeutig nachgewiesen werden, daß die neue Prothesengeneration eine niedrigere Infektionsrate und Lockerungsrate aufweist, was zu der

Schlußfolgerung führt, daß die biologische Haltbarkeit und Stabilität der neuen Prothesen erfolgversprechend ist. Die Ergebnisse nach dem 2. bis 4. Austauscheingriff bei Totalendoprothesen des Hüftgelenkes werden insgesamt mit 14 "sehr gut", 34 "gut" und 13 "unbefriedigend" angegeben. Als Bewertungsmaßstab diente das Schema von MERLE D'AUBIGNÉ, modifiziert nach GRISS et. al. (12). Die Infektionsquote nach Reoperationen liegt bei 7,6 %. Durch operativ-technische Fehler oder Infektionen können schwerwiegende Folgen entstehen, so daß die Untersuchung, die auch bisher streng gehandhabte Indikationsstellung zur Hüftgelenksalloarthroplastik nur unterstützen kann.

7. ANHANG:

Röntgenologische Verlaufsbefunde bei 14 besonders instruktiven Patienten

Aus den 110 Reoperationen am Hüftgelenk nach Totalendoprothese haben wir 14 repräsentative, zum Teil aber auch Sonderfälle, ausgewählt und versucht anhand des Röntgenverlaufs die Befunde nachfolgend darzustellen. Die Beurteilung der Verlaufsbefunde und Ergebnisse wurden in die Diskussion

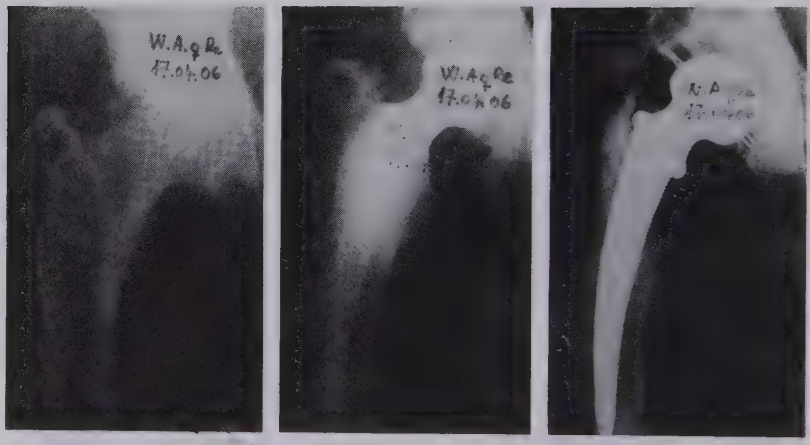
a) b) c)

Abb. 61 (a-c):
Beobachtung 1: Patient **weiblich,** geb. 11.08.08, Z. P.

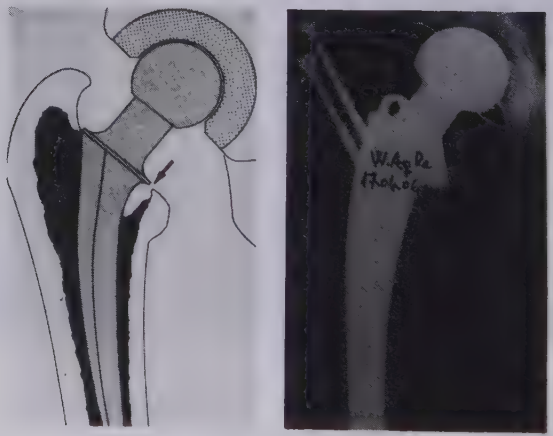
a) TEP rechts, auswärts, 1969 (?).

b) Schematische Darstellung der Lockerung, insbesondere im medialen Schaftbereich, starke Varusstellung der Kopfprothese.

c) Reoperation am 13.03.80, Austausch-TEP mit einer Prothese WELLER II nach Trochanter major-Osteotomie und -Zuggurtung. Wegen Pfannenperforation wurde ein Metallnetz eingebaut; klinisch: sehr gut.



a) b) c)



d) e)

Abb. 62 (a-e):

Beobachtung 2: Patient weiblich, geb. 17.04.06, W. A.

a) Ausgeprägte Coxarthrose rechts.

b) TEP rechts Typ MÜLLER-CHARNLEY (04.05.72).

c) 8 Jahre später unter zunehmenden Beschwerden röntgenologische Lockerung ("Einsinken der Prothese").

d) Graphische Darstellung am Calcar femoris.

e) Austauschprothese am 04.09.80 (WELLER II/Trochanter-Osteotomie und Zuggurtung); klinisch: sehr gut.

a)

b)

c)

d

Abb. 63 (a-d)

e)

Abb. 63 (a-e):

Beobachtung 3: Patient weiblich, geb. 21.06.04, C. H.

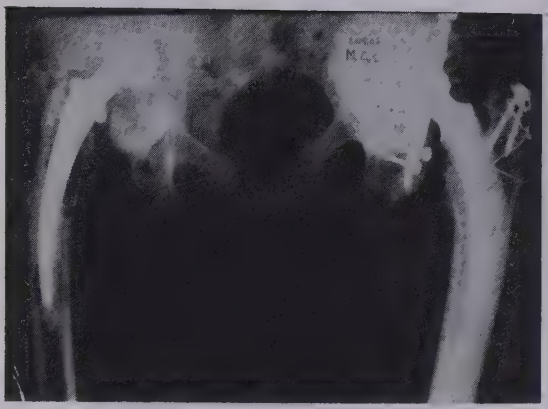
a) Schwerste Dysplasie des linken Hüftgelenks.

b) Einsetzen einer MÜLLER-CHARNLEY-TEP am 16.07.71.

c) Ausgedehnte Osteolysen im Schaftbereich, sichere Instabilität.

d) Schematische Darstellung.

e) Austausch der TEP unter Verwendung eines Metallgitternetzes im Acetabulumbereich/Trochanter major-Osteotomie und -Zuggurtung; klinisch: gut.

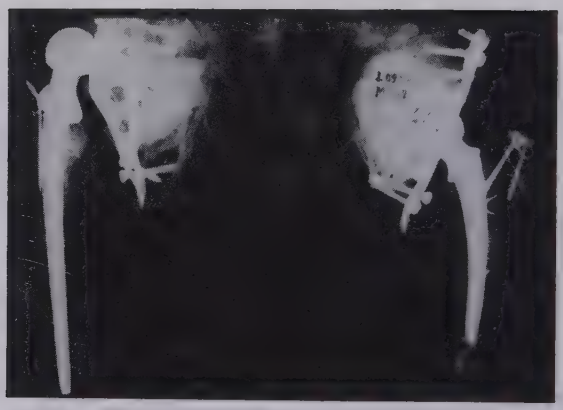


a)

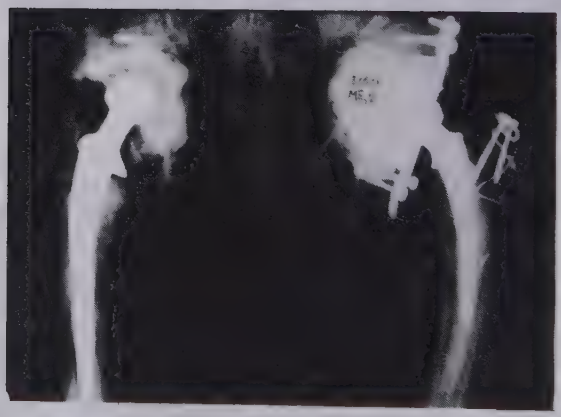
b)

c)

Abb. 64 (a-c)



d)



e)

Abb. 64 (a-e):

Beobachtung 4: Patient weiblich, geb. 08.09.06, M. E.

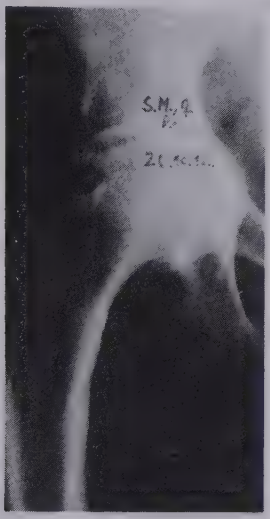
a) Zustand nach TEP links, bereits reoperiert und mit einer BURG-SCHNEIDER-Pfanne und -Zuggurtung im Trochanter major-Bereich (rechts: Bruch und Luxation der Kunststoffpfanne 1978).

b) Graphische Darstellung der Pfannenlockerung.

c) Austausch rechte Hüfte mit BURG-SCHNEIDER-Schale, allerdings in leichter Steilstellung, was zu

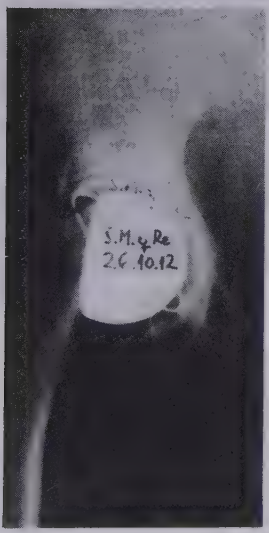
d) Luxation führt (1982).

e) Entfernung der BURG-SCHNEIDER-Schale und Implantation einer 58 mm O Pfanne (1983); klinisch: links gut, rechts unbefriedigend.



a)

b)



c)

d)

Abb. 65 (a-d)

Abb. 65 (a-d):

Beobachtung 5: Patient weiblich, geb. 26.10.12, S. M.

a) Ausgeprägte Coxarthrose mit Protrusio acetabuli rechts.

b) WAGNER-Schalenprothese in sehr guter Valgusstellung (28.09.79).

c) 2 Jahre später Dislokation der Kopfprothese in varus, woraufhin

d) Entfernung der Prothese und Implantation einer TEP Typ WELLER mit einer 54 mm O Pfanne (06.10.81); klinisch: sehr gut.

a)

b)

Abb. 66 (a-b)

c)

d)

Abb. 66 (a-d):

Beobachtung 6: Patient männlich, geb. 25.12.11, Z. O.

a) Implantation einer MÜLLER-CHARNLEY-Prothese wegen Coxarthrose (03.05.72).

b) Die Pfanne und der Schaft haben sich gelockert.

c) Graphische Darstellung.

d) Austauschoperation (29.03.82) unter Verwendung einer WELLER-Langschaftprothese, 54 mm 0 Pfanne, Zuggurtung des Trochanter major nach Osteotomie; klinisch: gut.

a)

b)

c)

d)

e)

Abb. 67 (a-e)

Abb. 67 (a-e):

Beobachtung 7: Patient weiblich, geb. 02.05.13, S. R.

a) Schwere Coxarthrose links mit

b) Implantation einer MÜLLER-CHARNLEY-Prothese (10.01.74).

c) Osteolysen und Lockerung des Schaftes.

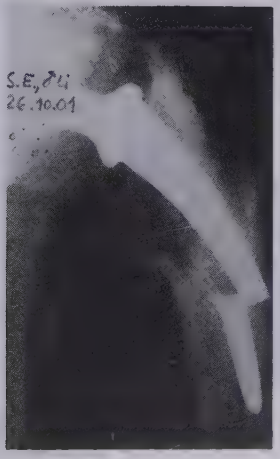
d) Graphische Darstellung der Instabilität.

e) Austauschprothese unter Verwendung einer langen WELLER-Prothese mit 58 mm 0 Pfanne, Zuggurtung am Trochanter major nach Osteotomie; klinisch: unbefriedigend.

a)

b)

Abb. 68 (a-c)



c)

d)

e)

Abb. 68 (a-e):

Beobachtung 8: Patient männlich, geb. 26.10.01, S. E.

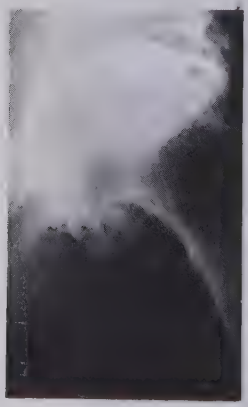
a) Coxarthrose links mit

b) Implantation einer MÜLLER-CHARNLEY-Prothese (18.02.71).

c) Lockerung und Materialbruch im medialen Schaftbereich.

d) Graphische Darstellung.

e) Austauschendoprothese Typ WELLER mit 22 cm langem Schaft, 54 mm 0 Pfanne, Trochanter major-Zuggurtung nach Osteotomie; klinisch: gut.



a)

b)

c)

Abb. 69 (a-c)

d)

e)

Abb. 69 (a-e):

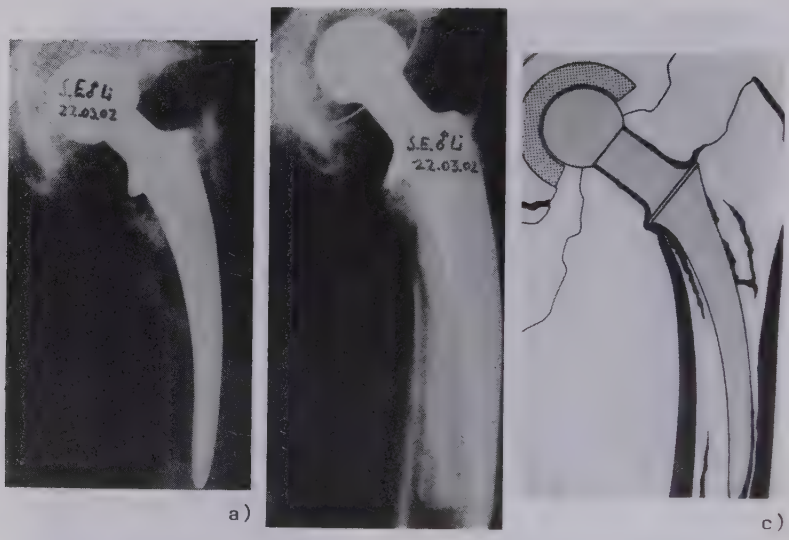
Beobachtung 9: Patient männlich, geb. 09.03.06, I. A.

a) und b) Schwere Coxarthrose und TEP MÜLLER-CHARNLEY (15.11.74).

c) Lockerung und Materialbruch an "typischer Stelle".

d) Graphische Darstellung.

e) Reoperation am 05.06.81 und Implantation einer Langschaftprothese (22 cm) Typ WELLER II mit einer 58 mm 0 Pfanne, Zuggurtung am Trochanter major nach Osteotomie; klinisch: gut.



a)

b)

c)

Abb. 70 (a-c):

Beobachtung 10: Patient männlich, geb. 22.03.02, S. E.

a) Wegen Coxarthrose implantierte TEP links vom Typ MÜLLER-CHARNLEY am 22.02.71.

b) Wegen Lockerung des Schaftes und der Pfanne (ohne Röntgenbild) ausgetauschte TEP (09.12.80). Da keine Trochanter major-Osteotomie durchgeführt wurde, gefährliche Schaftperforation lateral und schlechte Varusstellung.

c) Graphische Darstellung; klinisch: unbefriedigend.

a)

b)

c)

d)

Abb. 71 (a-d)

Abb. 71 (a-d):

Beobachtung 11: Patient männlich, geb. 06.11.10, H. H.

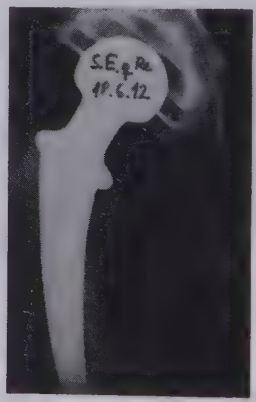
a) Ausgangssituation: Coxarthrose links, Implantation einer Endoprothese Typ MÜLLER-CHARNLEY am 03.05.71 (ohne Bild).

b) Lockerung der Pfanne mit Protrusio acetabuli, Schaftbruch und Lockerung.

c) Graphische Darstellung.

d) Austauschprothese am 07.11.83 mit einer WELLER-Prothese (18 cm langer Schaft), Pfannendachplastik, Pseudarthrose des Trochanter major nach Zuggurtung; klinisch: gut.

a)



b)

c)

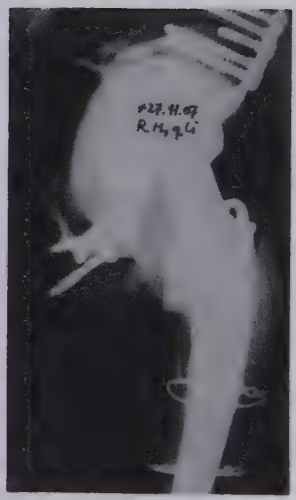
Abb. 72 (a-c)

d)

e)

Abb. 72 (a-e):
Beobachtung 12: Patient weiblich, geb. 18.06.12, S. E.
a) Coxarthrose rechts und
b) Implantation einer MÜLLER-CHARNLEY-Prothese am 23.07.73.
c) Lockerung der Pfanne und des Schaftes (Osteolysen).
d) Graphische Darstellung.
e) Austausch-TEP am 10.07.84 mit einer 49 mm O Pfanne einer Prothese Typ WELLER, Zuggurtungsosteosynthese des Trochanter major; klinisch: sehr gut.

a)



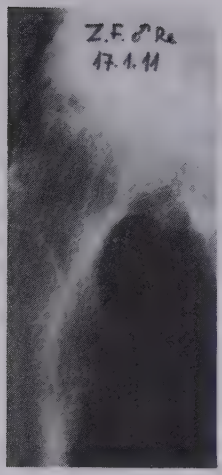
b)

Abb. 73 (a-b):

Beobachtung 13: Patient weiblich, geb. 27.11.07, R. M.

a) Wegen an 1976 auswärts implantierter Hüft-TEP postoperativ aufgetretenem Infekt, Entfernung von Prothese und Knochenzement, Spülsaug-Drainage (Bild), Antibiotika-Behandlung und 6-wöchige Extension (1979).

b) Am 13.07.79 bei reizlosem Weichteilbefund und bakteriologisch negativem Befund Neu-Implantation einer TEP Typ WELLER mit Stützschale nach BURG-SCHNEIDER und wegen Fissur am Oberschenkelknochen 2-malige Cerclage; klinisch: unbefriedigend.



a)

b)

c)

d)

e)

Abb. 74 (a-e)

Abb. 74 (a-e):

Beobachtung 14: Patient männlich, geb. 17.01.11, Z. F.

a) und b) Wegen Coxarthrose rechts Implantation einer MÜLLER-CHARNLEY-Prothese (1974).

c) Lockerung und Bruch der Stahlprothese (1979).

d) Graphische Darstellung.

e) Austauschoperation am 05.11.79 unter Verwendung einer WELLER-Prothese mit langem Schaft, Zuggurtungsosteosynthese am Trochanter major nach Osteotomie; klinisch: sehr gut.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1) BECHTOL, C. O., - Failure of femoral implantat components in total hip replacement operations, Orthop. Rev., IV, Seite 23, 1975.

2) BLENCKE, B., - Implantatwerkstoffe für den Knochen- und Gelenkersatz, Deutsches Ärzteblatt 48, Seite 2845 - 2850, 1977.

3) BUCHHOLZ, H. W., STRICKLE, E., - Gleitreibverhalten von künstlichen Hüftgelenken mit Kunststoffpfanne, Chirurg 43, Seite 453 - 458, 1972.

4) BUCHHOLZ, H. W., GARTMANN H. B., - Infektionsprophylaxe und operative Behandlung der schleichenden, tiefen Infektion bei der totalen Endoprothese, Chirurg 43, Seite 446 - 453, 1972.

5) BUCHHOLZ, H. W., ENGELBRECHT E., RÖTTGER, J., SIEGER, A., - Totalendoprothese des Hüftgelenkes, Chirurgische Praxis 23, Seite 297 - 306, 1977/78.

6) CHARNLEY, J. C., - Systemic effects of monomer in an crylie in orthopedic surgery, Baltimore, Williams 2, Wilkins Comp., 1970.

7) CHARNLEY, J. (1979), - Low friction arthroplasy of the hip-theory and proctice, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1979.

8) COTTA, H., SCHULITZ, K. P. (1973), - Der totale Hüftgelenksersatz, Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart.

9) DIETSCHI, C., - Zur Problematik des künstlichen Hüftgelenkes (1978), A. W. Geutner-Verlag, Stuttgart.

10) DRAENERT, K., - Forschung und Fortbildung in der Chirurgie des Bewegungsapparates 1 zur Technik der Zementverankerung (1983), Art and Science, München.

11) GEBAUER, D., BLÜMEL, G., LECHNER, F., - Die klinische Relevanz der medizinischen Forschung, dargestellt am Beispiel der Totalendoprothese der Hüfte, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349, Seite 327 - 330 (Kongreßbericht 1979), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1979.

12) GRISS, P., HACKENBROCH, M., JÄGER, M., PREUSSNER, B., SCHÄFER, T., SEEBAUER, R., EIMEREN, W. V., WINKLER, W., - Finding on total hip replacement für ten years (1982), Huber-Verlag, Bern - Stuttgart - Vienna (Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Bd. 21).

13) HERMICHEN, H., WELLER, S., - Spongiosaplastik am Acetabulum beim prothetischen Hüftgelenksersatz, Akt. Traumatologie 9, Seite 85, 1979.

14) HERMICHEN, H. G., HOLZ, U., - Operationstechnische Probleme und deren Bewältigung beim Hüftgelenksprothesenwechsel, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie (1981), Seite 558, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

15) HIPP, E., LIEBERMEISTER, K., SCHNITZLER, M., LINKE, K. (1979), - Technische Voraussetzungen für die Alloarthroplastik unter besonderer Berücksichtigung der Bedeutung des Reinraumes, in: MAURER, P. C., FISCHER, M., SCHOLZE, H., THEISINGER; W., PFAHL, G.: Behandlungsgrundsätze der Chirurgie, Seite 275 - 290, Schattauer-Verlag, Stuttgart - New York.

16) HUNTER, G., DANDY, D., - Infektion of total hip prothetics, Jt. Surgery 59 B, Seite 293 - 297, 1977.

17) HUGGLER, A., - Die Alloarthroplastik des Hüftgelenks mit Femurschaft und Totalendoprothese (1968), Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart.

18) LECHNER, F., - Zur Implantatlockerung beim alloplastischen Gelenkersatz (1979), in: MAURER, P. C., FISCHER, M., SCHOLZE, M., THEISINGER, W., PFAHL, G.: Behandlungsgrundsätze der

Chirurgie, Seite 297 - 302, Schattauer-Verlag, Stuttgart - New York.

19) LEQUESNE, M., - Folia shematologica - Die Erkrankungen des Hüftgelenkes beim Erwachsenen, Documenta Geigy 1967, Geigy S. A., Basel (Schweiz).

20) MITTELMAIER, H., - Keramik-Tragrippen-Prothesen ohne Zement, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349, Seite 315 - 319 (Kongreßbericht 1979), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1979.

21) MORSCHNER, E., - Isoelastische Prothesen, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349, Seite 321 - 326 (Kongreßbericht 1979), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1979.

22) MUHR, C., - Hüftersatz, Chirurg 52, Seite 689 - 695, 1981.

23) MÜLLER, K. H., MÜLLER, E. M., DECKER, S., - Komplikationen nach künstlichem Gelenkersatz der Hüfte, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie (1981) 557, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

24) MÜLLER, K., HEIMEL, R., SCHMIDT, A., PRÜSSNER, P., - Tierexperimentelle Untersuchungen zur Fasertechnik in der Alloarthroplastik, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349, Seite 331 - 333 (Kongreßbericht), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1970.

25) NIEDER, E., - Schlußwort zur Stellungnahme von A. RÜTT, Chirurg 51, Seite 190, 1980.

26) PAUWELS, F., - Biomechanics of the normal and deseased hip (1976), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

27) REICHELT, A., RIEDL, K., - Die infizierte Hüftgelenkstotalendoprothese, Münch. Med. Wschr. 118, Seite 701 - 702, 1976.

28) SCHELLMANN, W. D., VITTALI, H. P., - Diagnostik der Lockerung von Hüftgelenkstotalprothesen, Chirurgische Praxis 19, Seite 109 - 113, 1975.

29) SCHNEIDER, R., - Die Totalprothese der Hüfte (1982), Huber-Verlag, Bern - Stuttgart - Wien.

30) SCHMITH-PETERSEN, M. N., - Arthroplasty of the hip - a new method, J. Bone Jt. Surgery 21, Seite 269, 1939.

31) STEINMANN, S., - Metallurgie der Knochen- und Gelenkimplantate, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349, Seite 307 - 310 (Kongreßbericht 1979), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

32) SWANSON, S. A. U., FREEMAN, M. A. R., - Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes (1979), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

33) 1. Symposium über zementlose Hüftendoprothesen 12./13.02.1982, Stuttgart (Kongreßbericht), 1982, (kein Verlag angegeben).

34) TAOUSSANIS, K., - Klinische Beobachtungen bei 2.000 Hüftendoprothesen, Diagnostik 15, Seite 241 - 250, 1982.

35) TEUBNER, E., KOTTMANN, B., - Vergleichende Analyse der Schaftgeometrie häufig verwendeter Endoprothesen für das Hüftgelenk, Chirurg 47, Seite 674 -681, 1976.

36) Tribologische Testung (kein Verfasser angegeben), Aesculap-Prespect Nr. 113 c, Auflage VIII (1980), Seite 111.

37) UNGETHÜM, M., - Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthroplastik, 1. Auflage, Huber-Verlag, Bern - Stuttgart - Wien, 1978, Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Bd. 9.

38) VOORHOEVE, A., - Austauschoperationen von Hüftgelenksprothesen unter Verwendung von Knochenzement/Metallkonstruktionen, Chirurgische Praxis 27, Seite 275 - 290, 1980.

39) WAGNER, H., - Surface replacement arthroplasty of the hip, Clin. orthop. 134, Seite 102, 1978.

40) WAHLIG, H., BUCHHOLZ, H. W., - Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Freisetzung von Gentamycin aus einem Knochenzement, Chirurg 43, Seite 441 - 445, 1972.

41) WEBER, U., - Alternativlösungen konventioneller Endoprothesen des Hüftgelenkes, Diagnostik 15, Seite 759 - 769, 1982.

42) WELLER, S., - Kommentar in: Chirurgische Praxis 27, Seite 170 - 171, 1980.

43) WELLER, S., - Rundgespräch: Biomedizinische Technik und ihre klinische Bedeutung, in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349 (Kongreßbericht 1979), Seite 335 - 336, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

44) WELLER, S., - Biomedizinische und biomechanische Gesichtspunkte beim Gelenkersatz: Konventionelle Prothesentypen (dargestellt am Beispiel der Hüftgelenksendoprothese), in: Langenbecks Archiv für Chirurgie 349 (Kongreßbericht 1979), Seite 311 - 313, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.

45) WENZL, H., BLOMER, R., - Die praktische Bedeutung des Federverhaltens des menschlichen Femurs, Zeitschrift Orthopädie 112, Seite 710 - 713, 1974.

46) WENZL, H., - Zur Biomechanik des Hüftgelenks, Fortschritte der Medizin 94, Seite 143 - 146, 1976.

47) WINTER, E., - Verlauf bei Patienten mit infizierter Totalendoprothese, J. Bone Jt. Surgery 59 B, Seite 293 - 297, 1977.

LEBENSLAUF

Name:	**Jörg Dannert**
Geburtsdatum:	02.05.1942
Geburtsort:	Bukarest
Vater:	Johann Danetiu, Theologe, Volksdeutscher aus Rumänien
Mutter:	Elisabeth Danetiu, Volksdeutsche aus Rumänien
Schulbildung:	1949 - 1959 Volksschule und Gymnasium
Studium:	1960 Beginn des Studiums an der Medizinischen Universität Bukarest, 1966 Abschluß mit der mündlichen Prüfung, Staatsexamen und Dissertationsarbeit "Magna cum laude". Thema der Promotionsarbeit lautete: "Die Wertstellung der EMG-Untersuchung zur frühzeitigen Diagnose der geburtsbedingten Lähmung des Plexus cervicalis superior". Die Arbeit wurde nach Abschluß des Promotionsverfahrens in der Zeitschrift "Obstet rica si gynekologia" (Bukarest) veröffentlicht (4, 1967).
Beruflicher Werdegang:	Von 1966 - 1973 wissenschaftlicher Assistenzarzt in der Kinderchirurgischen und Orthopädischen Universitätsklinik Bukarest (Ordinarius: Professor Dr. med Vereanu). Aus dieser Zeit stammen wissenschaftliche Arbeiten, die teilweise veröffentlicht wurden und im Anhang aufgestellt sind.

1973 erfolgte die Aussiedlung nach Deutschland und die Einbürgerung aufgrund der deutschen Volkszugehörigkeit.

Von 1973 - 1977 Assistenzarzt der Chirurgischen Klinik im Paracelsuskrankenhaus Ruit.

1977 deutsche Fachanerkennung für Chirurgie.

Von 1977 - 1980 2. Oberarzt der Chirurgischen Klinik im Paracelsuskrankenhaus Ruit.

Seit 1981 als 1. Oberarzt und ständiger Vertreter des Chefarztes der Chirurgischen Klinik im Paracelsuskrankenhaus Ruit, 7302 Ostfildern 1, in ungekündigter Stellung tätig.

Zusätzliche berufliche Weiterbildung:

Ein Monat als Gastarzt auf der Handchirurgischen Abteilung (Ltd. Arzt: Dr. med. Reil) der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen (Ärztl. Direktor: Prof. Dr. med. Weller).

AO-Kurs in Davos.

Strahlenschutz-Kurs nach der Röntgenverordnung Teil I und Teil II.

KV-Anerkennung für Teilgebiets-Röntgenologie (Skelett, Bewegungsapparat, Arthrographie).

ANHANG ZUM LEBENSLAUF:

1) "Beitrag zum Verständis der Dynamik des Leberglykogens", experimentelle Arbeit noch als Student, vorgetragen auf der Tagung der Universität für Medizin, Bukarest, vom 16. und 17. Dezember 1961.

2) "Klinische Betrachtungen über die geburtsbedingte Lähmung der oberen Extremität", klinische Studie als Student, vorgetragen bei der Tagung der Universität für Medizin, Bukarest, vom 21. bis 22. ? 1964.

3) "Bedeutung der EMG-Untersuchung für die Diagnose, Prognose und Therapie-Indikation bei geburtsbedingter Lähmung der oberen Extremität", die Arbeit wurde in der Zeitschrift "Pediatria, Nr. 4, 1965", mit Professor Vereanu veröffentlicht.

4) "Betrachtungen über die Vorbeugung und Frühdiagnose Volkmann'schen Syndrom beim Kind", die Arbeit wurde in der Zeitschrift "Spitalul Nr.4, 1965", veröffentlicht.

5) "Theoretische Probleme der Molekulargenetik", die Arbeit wurde bei der Tagung der Universität für Medizin, Bukarest, vom 3. bis 4. April 1965, vorgetragen.

6) "Spätfolgen nach Volkmann'schem Syndrom bei Kindern", die Arbeit wurde bei der Tagung der Universität, Bukarest, vom 3. bis 4. April 1965, vorgetragen.

7) "Betrachtungen im Zusammenhang mit einem klinischen Fall vom Syndrom Apert", die Arbeit wurde in der Zeitschrift "Pediatria, Nr. 6, 1966", veröffentlicht.

8) "Elektrophoretische Veränderungen der Bluteiweißstoffe bei der Osteomyelitis des Kindes. Klinische Beziehungen". Die Arbeit wurde in der Zeitschrift "Spitalul, Nr. 1, 1967", veröffentlicht.

9) "Probleme der Diagnostik und Behandlung bei der akuten Pankreatitis im Kindesalter", die Arbeit wurde bei der Tagung der Gesellschaft für

Kinderheilkunde am 11. November 1972 in Kronstadt vorgetragen.

10) "Das akute Abdomen in der pädiatrischen Gynäkologie", die Arbeit wurde bei der Tagung der Gesellschaft für Kinderheilkunde am 11. November 1972 in Kronstadt vorgetragen.

11) "Chirurgische Indikation bei Schädelhirntraumen mit Extremitätenverletzungen beim Kind", die Arbeit wurde bei der jährlich stattfindenden Tagung der Gesellschaft für Chirurgie, Bukarest, vom 9. bis 11. Mai 1973 vorgetragen.

12) "Betrachtungen über die konservative Behandlung des Morbus Perthes-Calves", die Arbeit wurde bei der Tagung der Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie Iasi am 8. Juni 1973 vorgetragen.